

Experimentell-vergleichende Untersuchungen an Befestigungswerkstoffen
unter besonderer Berücksichtigung von Compositen

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Zahnärztin Juliana Rab
geboren am 04.10.1981 in Jena

Gutachter

1. Prof. Dr. D. Welker, Jena
2. PD Dr. habil F. Jahn, Jena
3. Prof. Dr. K.-E. Dette, Halle

Tag der öffentlichen Verteidigung: 30.06.2008

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
BHT	Butylhydroxytoluol
bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
d	Tag
DIN	Deutsche Industrienorm
FRC	fiber reinforced composite
g	Gramm
ggf.	gegebenfalls
GIZ	Glasionomierzement
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
min	Minute
MPa	Megapascal
m%	Masseprozent
n	Anzahl
N	Newton
nm	Nanometer
Nr.	Nummer
p	Signifikanzniveau
s	Sekunde
s.o.	siehe oben
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
vgl.	vergleiche
μm	Mikrometer
□	signifikanter Unterschied
°C	Grad Celcius

<u>Inhaltsverzeichnis</u>		
1	Zusammenfassung	6
2	Einleitung	8
2.1	Chronologie der Befestigungswerkstoffe	10
2.2	Aufgabe eines Befestigungswerkstoffes	10
2.3	Zemente zur Befestigung	11
2.3.1	Zinkoxidphosphatzement	11
2.3.2	Polycarboxylatzement	12
2.3.3	Glasionomerzement	13
2.3.4	Hybrid-Glasionomerzement	15
2.4	Compomere zur Befestigung	16
2.5	Composite zur Befestigung	17
2.5.1	Aufbau der Composite	17
2.5.2	Einteilung der Composite	17
2.5.3	Befestigungscomposite	18
2.6	Gegenüberstellung der konventionellen und adhäsiven Befestigung	19
3	Aufgabenstellung	22
4	Material und Methode	24
4.1	Untersuchte Werkstoffe und deren Zubereitung	24
4.1.1	Zinkoxidphosphatzement	24
4.1.2	Polycarboxylatzement	24
4.1.3	Glasionomerzement	25
4.1.4	Hybrid-Glasionomerzemente	25
4.1.5	Compomere	27
4.1.6	Befestigungscomposite	28
4.1.6.1	Photopolymerisierendes Befestigungscomposit	28
4.1.6.2	Dualhärtende Befestigungscomposite	29

4.2	Herstellung der Prüfkörper für die Untersuchungen	32
4.2.1	Vickers-Härte	32
4.2.2	Biegefestigkeit	33
4.2.3	Druckfestigkeit	33
4.2.4	Abriebresistenz	34
4.2.5	Filmdicke	35
4.2.6	Dimensionsverhalten	35
4.2.7	Haftfestigkeit	36
4.3	Untersuchte Werkstoffeigenschaften	36
4.3.1	Vickers-Härte	36
4.3.2	Biegefestigkeit	37
4.3.3	Druckfestigkeit	38
4.3.4	Abriebresistenz	39
4.3.5	Filmdicke	40
4.3.6	Dimensionsverhalten	41
4.3.7	Haftfestigkeit	43
4.4	Statistische Berechnungen	43
5	Ergebnisse	44
5.1	Vickers-Härte	44
5.2	Biegefestigkeit	49
5.3	Druckfestigkeit	51
5.4	Abriebresistenz	52
5.5	Filmdicke	61
5.6	Dimensionsverhalten	65
5.7	Haftfestigkeit	66
6	Diskussion	68
6.1	Diskussion der Untersuchungsparameter	68
6.1.1	Vickers-Härte	68
6.1.2	Biegefestigkeit	70
6.1.3	Druckfestigkeit	71
6.1.4	Abriebresistenz	73
6.1.5	Filmdicke	77
6.1.6	Dimensionsverhalten	81
6.1.7	Haftfestigkeit	84

6.2	Diskussion und Vergleich der Werkstoffe	87
6.3	Adhäsives und konventionelles Befestigen	92
7	Schlussfolgerung	95
8	Literaturverzeichnis	97
9	Anhang	106
10	als CD Tabellenanhang	
10.1	Ergebnistabellen	109
10.2	Statistiktabellen	115

1 Zusammenfassung

Gegenstand der vorliegenden Arbeit war es, aktuelle Befestigungscomposite und schon lange in Gebrauch befindliche Befestigungszemente experimentell-vergleichend zu untersuchen und zu bewerten.

Untersucht wurden die dualhärtenden Composite Dual Cement, Variolink II, Variolink Ultra, Panavia, Bifix, 2 Bond 2, RelyX Unicem, Twinlook Cement und das autopolymerisierende X-Flow, sowie die Compomere Perma Cem und Perma Cem Dual. Als Zemente wurden der Glasionomerzement Ketac Cem, Zinkoxid-phosphatzement Harvard, Polycarboxylatzement Durelon und die 5 Hybrid-GIZ Fuji Cem, Fuji Plus, RelyX Luting, RelyX Luting Plus und Pro Tec Cem berücksichtigt.

An allen genannten Produkten wurden die Biege- und Druckfestigkeit nach 24 Stunden, die Vickers-Härte nach 15 min, 1 Stunde und 24 Stunden und die Abriebresistenz nach 24 Stunden gemessen. Das Dimensionsverhalten wurde für die Composite und das dualhärtende Perma Cem über 2,5 Minuten nach Polymerisationsbeginn verfolgt. Zudem wurden die Filmdicke und die Scher-Haftfestigkeit an Metall für alle Werkstoffe gemessen. Die Ergebnisse wurden diskutiert und Empfehlungen für die Praxis abgeleitet.

Zinkoxidphosphatzemente können bei bestimmten klinischen Situationen, bei denen eine adhäsive Befestigung nicht möglich oder unzweckmäßig ist, verwendet werden. Ansonsten sind sie aufgrund der schlechteren Parameter als Befestigungswerkstoff nicht mehr zu empfehlen.

Der Polycarboxylatzement ist mit seinen schlechten mechanischen Eigenschaften und der hohen Abbindeschrumpfung für Befestigungen abzulehnen.

Glasionomerzement erweist sich, u.a. durch seine große Vickers-Härte, als der beste Befestigungszement. Dennoch kann der Glasionomerzement nicht mit den Compositen konkurrieren.

Auch die Hybrid-GIZ sind im Hinblick auf ihre Belastbarkeit den Compositen unterlegen. Nur Pro Tec Cem kann, durch seine relativ guten mechanischen Werte, als Alternative zum Glasionomerzement verwendet werden.

Die Compomere erreichen nur annähernd die Qualität der Composite und werden für das Befestigen von Restaurationen nicht empfohlen.

Die Composite weisen im Vergleich zu den (herkömmlichen) Zementen eindeutige Vorteile auf und lassen einen besseren und langjährigen Sitz der Restauration erwarten. Insgesamt konnten bei den dualhärtenden Befestigungscompositen Panavia und Twinlook die besten Werte ermittelt werden.

Wenn irgend möglich ist die adhäsive Befestigung der nicht adhäsiven Befestigung vorzuziehen. Dafür sind allein die Composite in Kombination mit Konditionierungsverfahren für Zahnhartsubstanz und Restaurationswerkstoff geeignet.

2 Einleitung

Die zahnärztlichen Zemente gehören schon seit einem reichlichen Jahrhundert zu den wichtigsten Materialien in der Zahnarztpraxis.

Außer für provisorische oder definitive Füllungen werden Zemente auch seit langer Zeit für Befestigungen verwendet. Unter einem Befestigungsmaterial wird im Allgemeinen ein Werkstoff verstanden, der zwei Flächen miteinander verbindet und wie ein Bindeglied zwischen mechanischem und biologischem System fungiert (Dörfer et al. 1998). Dadurch wird die Restauration fixiert und der Spaltraum zwischen präparierter Fläche und Restauration dicht verschlossen.

Für die Eingliederung metallgestützter Restaurationen stehen bei der konventionellen Befestigungstechnik Zinkoxidphosphat-, Polycarboxylat- und Glasionomierzement zur Verfügung.

Mit der Entwicklung restaurativer Kunststoffe, insbesondere der Composite, wurde die sogenannte adhäsive Befestigung möglich. Restaurationen können dadurch adhäsiv und nicht mehr nur friktiv eingegliedert werden. Unter Adhäsion versteht man die Haftung zwischen zwei Körpern oder Stoffen über chemische oder physikalische Kräfte, oft vermittelt durch ein Adhäsiv. Es können zwei Mechanismen der Adhäsion unterschieden werden: Die chemische Adhäsion, bei der Molekular-/Atombindungen aktiv werden und die physikalische Adhäsion, bei der zwischenmolekulare Kräfte und diverse andere Anziehungskräfte wirken (Ludwig 2004).

Insbesondere für vollkeramische Restaurationen stehen Befestigungskunststoffe zur Verfügung, die sich mikroretentiv an der Zahnhartsubstanz verankern und zahnfarben aussehen, denn herkömmliche Zemente sind opak und somit für Vollkeramik nicht geeignet. Der Composit“zement“ ist die perfekte Lösung für Ästhetik und Retention (Buresch 1999).

Wenn Befestigungscomposite zum Eingliedern keramischer zahnfarbener Restaurationen verwendet werden, wird die Festigkeit der Restauration durch den adhäsiven Verbund mit der Zahnhartsubstanz erheblich erhöht (Doering et al.1987, Eden and Kacic 1987). Starken Belastungen im Mund widerstehen somit auch relativ spröde Keramikwerkstoffe (Sørensen 1997).

Die adhäsive Befestigung bietet die Möglichkeit einer zahnhartsubstanzschonenden, wenig invasiven Präparation mit verbessertem ästhetischem Ergebnis (Sørensen 1997). Dabei wird die Gefahr der Pulpaschädigung verringert (Lutz et al. 1976). Iatrogene Schäden an der Zahnhartsubstanz, wie sie bei der traditionell ausgedehnten Präparation oftmals verursacht wurden, entstehen mit der neuen Technik seltener. Grundsätzlich liegt der Einsatzbereich der Adhäsivtechnik nicht nur bei den metallfreien indirekt hergestellten Restaurationen, auch die metallischen Werkstoffe können damit befestigt werden (Dörfer et al. 1998).

Aber die adhäsive Befestigung hat auch ihre Grenzen. Verglichen mit dem konventionellen Zementieren ist der Arbeitsablauf allerdings komplexer und schwieriger. Eine optimale Eingliederung gelingt nur unter bestimmten klinischen Voraussetzungen (Buresch 1999).

Die Eingliederung der prothetischen Restauration ist einer der letzten Schritte in einer Kette von mehreren Arbeitsschritten. Wird die Inkorporation nicht mit der nötigen Sorgfalt durchgeführt, waren alle vorherigen Schritte umsonst. Dabei spielt auch die Auswahl des Befestigungsmaterials eine große Rolle. Der verwendete Materialtyp, ob Composit oder Zement, das Fabrikat, seine Zubereitung und die klinische Methodik, sind entscheidend für Erfolg oder Misserfolg einer zahnärztlichen Arbeit (Malament and Socransky 2001). Bei mangelhafter Befestigung ist nicht nur die Tragedauer der Restauration sondern auch der Erhalt des Zahnes gefährdet.

Mit dieser Arbeit soll ein Vergleich der werkstoffkundlichen Eigenschaften von Befestigungszementen und Befestigungskunststoffen auf experimenteller Basis erarbeitet und das „Für und Wider“ der nichtadhäsiven und adhäsiven Befestigung diskutiert werden.

2.1 Chronologie der Befestigungswerkstoffe

Die zeitliche Entwicklung der Befestigungswerkstoffe stellt sich wie folgt dar:

1877	Zinkoxidphosphatzement (Rostaing)
1903	Silikatzement (Steenbock)
1966	Polycarboxylatzement (Smith)
1972	Glasionomerzement (Wilson/Kent)
1978	Hybrid-Composite
1981	Glasionomerzement, metallpulververstärkt (Cermet-Zement)
1991	Hybrid-Glasionomerzement (kunststoffmodifizierter GIZ)
1993	Compomer (polysäuremodifizierte Composite)

2.2 Aufgabe eines Befestigungswerkstoffes

Das Befestigungsmaterial füllt den Zwischenraum zwischen Zahnstumpf und Restauration auf und gleicht kleinste Passungenauigkeiten aus (Ludwig 2004). Des Weiteren soll das Befestigungsmaterial eine Verkeilung bzw. Haftung zwischen Restauration und Zahn vermitteln. Angestrebt wird eine möglichst geringe Randspaltbreite, da sonst die Spalten an den Restaurationsrändern mikrobiell besiedelt werden können (Buchmann et al. 1992).

Das Material sollte zudem folgende Eigenschaften aufweisen:

- Biokompatibilität
- Schutz des Pulpa-Dentin-Systems
- geringe Filmdicke und Löslichkeit
- hohe Zug-, Druck- und Biegefestigkeit
- günstiges Volumenverhalten bei der Erhärtung
- ausreichende Verarbeitungszeit
- hohe mechanische Festigkeit
- Abrasionsbeständigkeit
- Haftung an Zahnhartsubstanz und Zahnersatz
- Kaukraft von der Restauration auf den Zahnstumpf weiterleiten

2.3 Zemente zur Befestigung

Dentalzemente sind Stoffe oder Stoffgemische, die in Pulverform vorliegen und mit wässrigen Lösungen, Flüssigkeiten oder auch nur mit Wasser angemischt werden. Es entsteht eine pastenähnliche Masse, welche allmählich aushärtet (Viohl und Welker 2004).

Ihre Abbindung erfolgt durch eine Säure-Base-Reaktion zwischen dem pulverförmigen Feststoff und der viskösen Flüssigkeit im wässrigen Milieu.

Die Flüssigkeit ist als Säure der Protonenspender, das Zementpulver als amphotere oder schwach basische Substanz der Protonenempfänger oder im Überschuss auch „Füllstoff“.

2.3.1 Zinkoxidphosphatzement

Von allen Befestigungszementen ist der Zinkoxidphosphatzement am längsten in Gebrauch. Er wurde 1877 von C.S. Rostaing entwickelt und ist heute immer noch, beinahe in unveränderter Form, der klassische und meist verwendete Befestigungszement (Castagnola und Wirz 1978).

Das Pulver besteht bis zu 90 m% aus Zinkoxid (ZnO) und 10 m% aus Magnesiumoxid (MgO), die Flüssigkeit aus einer chemisch reinen Orthophosphorsäure (Wassergehalt etwa 33 m%), die mit Aluminium und Zink abgepuffert ist. Bei den Zinkoxidphosphatzementen kommt es lediglich durch Verkeilung der erhärtenden Zementschicht zur Mikroverzahnung zwischen der präparierten Fläche am Zahn und der Restauration. Eine chemische Haftung zur Zahnhartsubstanz entsteht nicht (Øilo 1978, Martin et al. 2000).

Positive Eigenschaften sind die geringe Löslichkeit, die minimale Filmdicke, ein günstiges Volumenverhalten und eine hohe Druckfestigkeit. Diese Parameter sind auch verantwortlich für die guten Langzeitresultate nach der Zementierung (Castagnola und Wirz 1978). Die Qualität der Zinkoxidphosphatzemente steigt mit zunehmendem Pulvergehalt in der Mischung (Welker 1970, Fleming et al. 2001). Allerdings sind dem Pulveranteil durch die steigende Viskosität der Mischung bzw. abnehmende Fließfähigkeit und steigende Filmdicke, Grenzen gesetzt.

Eine negative Eigenschaft dieser Zemente ist der stark saure pH-Wert von 3,5 und die dadurch eingeschränkte Biokompatibilität. Besonders dann, wenn beim Anmischen das Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis zugunsten der Flüssigkeit verändert wird, können ein schmerzhafter „Säureschock“ bei der Zementierung und Pulpaschädigungen entstehen (Marxkors und Meiners 1993). Es wurden deutliche Schädigungen an Fibroblasten durch frisch angemischtem Zinkoxidphosphatzement gefunden. Als Ursache werden unter anderem die H^+ -Ionen angegeben, da länger liegender Zement zu keinem toxischen Effekt führt (Kawahara and Yamagami 1968). Die Phosphatzementfuge ist nur in der plastischen Phase dicht. Der Zement neigt beim Abbinden zur Schrumpfung (Horn 1967, Binus 1985). Später können Bakterien durch den entstehenden Randspalt eindringen (Welker 1984).

2.3.2 Polycarboxylatzement

Der Polycarboxylatzement (synonym: Polyacrylatzement) unterscheidet sich vom Phosphatzement durch die andersartige Flüssigkeit, eine wässrige Polyacrylsäure (40 m%). Die Größe der Polyacrylsäuremoleküle behindert eine Diffusion der Säure durch die Dentinkanälchen. Dadurch wird eine bessere biologische Verträglichkeit erreicht (Øilo 1978, Marxkors und Meiners 1993).

Des Weiteren ist die Polyacrylsäure weniger sauer als die Phosphorsäure (Castagnola und Wirz 1978). Auch in-vitro Untersuchungen zeigen die relativ geringe Toxizität sowie keinen wachstumshemmenden Effekt des Polycarboxylatzementes auf Zellkulturen, im Gegensatz zu Zinkoxidphosphatzement (Welker und Neupert 1974). Durelon, als Beispiel für einen Polycarboxylatzement, wird als gewebe-freundlich und pulpaverträglich bezeichnet (Ring 1969).

Hoffnungen wurden auf eine direkte Haftung an der Zahnhartsubstanz über deren Calciumatome gesetzt und auch auf eine chemische dauerhafte Bindung zu rostfreiem Stahl und anderen Metallrestorationen (Eickholz et al. 1998).

Ein erheblicher Nachteil dieses Zementes ist allerdings die relativ große Abbinde-schrumpfung, die auch bei späteren Produkten unverändert gemessen wurde. Für Durelon wurden doppelt so große Kontraktionen innerhalb von 14 Tagen nach-gewiesen als bei Phosphatzementen (Welker und Stranz 1984). Die Kontraktion der Polyacrylatzemente ist vor allem vom Mischungsverhältnis abhängig.

Wenn der Pulveranteil abnimmt, steigt die Kontraktion. Die Bedeutung der Viskosität der Flüssigkeit ist dagegen gering (Welker und Ehmer 1972). Die Abbindekcontraktion hat zur Folge, dass der erhärtete Zement auf den Pfeilerzahn aufschumpft und sich die einzementierte Arbeit nach kurzer Zeit lösen kann (Castagnola und Wirz 1978). Des Weiteren weist der Polycarboxylatzement eine geringere Druck- und Biegefestigkeit als der Zinkoxidphosphatzement auf (Branco und Hegdahl 1983, Naumann 2000). Auch ist er für die Befestigung von Titan nicht geeignet (Naumann 2000). Obwohl sich dadurch ein klinischer Einsatz verbietet, werden Zemente dieses Typs gegenwärtig weiter angeboten. Ein so beworbenes Produkt soll deshalb in den vorliegenden Untersuchungen berücksichtigt werden.

2.3.3 Glasionomerzement

Wilson und Kenth (1972) entwickelten aus dem Silikatzement, durch Austausch der Phosphorsäure gegen Polyacrylsäure, den Glasionomerzement. Beabsichtigt waren positive Eigenschaften wie gute Biokompatibilität, chemische Haftung an der Zahnhartsubstanz, Resistenz im Mundmilieu unter Funktion, gute Ästhetik und Fluoridfreisetzung (Meryon et al. 1983).

Durch die Reaktion von Ca^{2+} -Ionen eines Calcium-Aluminium-Silikatglases mit Polymeren verschiedener Polycarbonsäuren entsteht eine anfangs eher labile wasserempfindliche Hydrogelmatrix. Aus dieser entsteht durch Einbau von Al^{3+} -Ionen nach einiger Zeit ein stabiles Calcium-Aluminium-Polycarboxylatgel. Durch die Zugabe von Weinsäure konnte die anfänglich langsame Abbindereaktion mit ihren nachteiligen Folgen für einige Werkstoffparameter optimiert werden (Schuh 1993). Nach der Abbindephase wird das Zementgefüge durch Hydratation stabilisiert (Eickholz et al. 1998, Ludwig 2004).

Glasionomerzemente sind verarbeitungstechnisch anspruchsvolle Materialien. Die Werkstoffparameter sind sehr stark vom Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis abhängig (Welker 1981b). Aufgrund der zähflüssigen Konsistenz der flüssigen Phase ist eine genaue Dosierung erschwert. Da jedoch das vorgeschriebene Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis peinlich genau eingehalten werden muss, werden vordosierte Kapselsysteme angeboten, so dass bei dem dosierempfindlichen Werkstoff Präzision und Richtigkeit im Komponenten-Verhältnis gewährleistet wird (Welker 1978).

Grundsätzlich kann der Ionomerzement mit der Zahnhartsubstanz eine chemische Verbindung eingehen. Diese kommt durch die Reaktion zwischen den Carboxylgruppen der Polycarbonsäure und den Ca^{2+} -Ionen der Zahnschmelz zustande. Experimentell ist die Haftkraft der Glasionomerzemente am Schmelz höher als am Dentin, wahrscheinlich durch die höhere Apatitkonzentration des Schmelzes (Castagnola und Wirz 1978, Eickholz et al. 1998). Klinisch ist die Haftkraft des Glasionomerzementes aber weder zu Dentin noch zu Schmelz auf Dauer ausreichend.

Dieser Zementtyp besitzt einige positive physikalische Eigenschaften, wie z.B. geringe thermische Expansion, guter Randschluss und im Vergleich zu Polycarboxylatzementen und Zinkoxidphosphatzementen, gute Druckfestigkeit (Meyer 1978, Städtler und Jeglitsch 1994).

Unbefriedigend bleiben grundsätzlich Farbe und Transluzenz. Auch ist der Ionomerzement nicht verschleißfest. Er kann Poren und Mikrorisse aufweisen (Janda und Newesely 1984, Janda und Newesely 1987, Eickholz et al. 1998). Glasionomerzemente sind milieuempfindlich. Die leichte Abbinde-schrumpfung nimmt von der pulverreichen zur flüssigkeitsreichen Mischung zu (Welker 1981b). Zutritt von Feuchtigkeit in der Abbindephase erhöht beträchtlich die Löslichkeit und verschlechtert die mechanischen Eigenschaften (Janda und Newesely 1987).

Ein positiver Nebeneffekt der Löslichkeit ist die Abgabe von Fluorid-Ionen an Schmelz und Dentin (Eickholz et al. 1998). Staehle und Bößmann beschreiben eine antikariogene Wirkung auf den Schmelz im Bereich des Kavitätenrandes (Staehle und Bößmann 1984). Die Fluoridfreisetzung führt zu einer höheren Widerstandsfähigkeit der Zahnhartsubstanz gegenüber der Säuredemineralisation, ist allerdings nur während der ersten 24 Stunden nach Applikation des Zementes nachweisbar (Maldonado et al. 1978). Die Fluoridaufnahme aus GIZ ist geringer als beim täglichen Zähneputzen mit fluoridhaltigen Zahnpasten (Naumann 2000).

2.3.4 Hybrid-Glasionomerzement (kunststoffmodifizierter GIZ)

Um die Schwächen der Glasionomerzemente (Milieuempfindlichkeit, zu lange Zeitdauer bis zur Bildung eines stabilen Zementsystems, Löslichkeit) zu minimieren oder sogar zu beseitigen, wurden kunststoffmodifizierte (partiell) polymerisierbare Varianten entwickelt. Die ersten lichthärtbaren Glasionomerzemente wurden 1991 angeboten und etablierten sich zunächst als Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien.

Es gibt grundsätzlich zwei Varianten der kunststoffmodifizierten GIZ. In einigen Präparaten werden Polycarbonsäuren verwendet, in die ungesättigte Methacrylatgruppen eingebaut sind. Innerhalb kurzer Zeit kann über ein entsprechendes Initiator-System eine Photo- und/oder Autopolymerisation ausgelöst werden. Die Reaktion der Carboxylgruppen mit den Kationen des Glases nimmt dagegen mehr Zeit in Anspruch.

Andere Präparate verwenden zusätzlich zur Carbonsäure eine Wasser-Monomermischung in der Flüssigkeit. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) ist ein solches wasserlösliches Monomer, welches zu Poly-HEMA polymerisiert. Polymermoleküle und Carboxylatmoleküle bilden nach der Reaktion ein Netzwerk (Rzanny und Welker 1999).

Der Vorteil bei diesen Materialien liegt in der schnelleren Härtung. Durch die Lichthärtung des Kunststoffanteils wird das Material gegenüber Einflüssen der Mundhöhle geschützt. Im Moment der Polymerisation entsteht ein relativ geschlossenes Polymergerüst, und die länger andauernde Zementreaktion kann geschützt verlaufen (Martin et al. 2000, Naumann 2000).

Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente sind gegebenenfalls aus allergologischen Gründen kontraindiziert. So wurde etwa in Skandinavien eine zunehmende Allergisierung gegen HEMA beobachtet (Hickel 1997, Mc Lean et al. 1994).

Alle weiteren Eigenschaften entsprechen weitgehend denen der konventionellen Glasionomerzemente.

2.4 Compomere (polysäuremodifizierte Composite) zur Befestigung

Eine Weiterentwicklung der kunststoffmodifizierten Glasionomerezemente führte zu den Compomeren. Deren Bezeichnung ist ein Kunstwort aus Compo[sit] und [Glasiono]mer. Sie sind als modifizierte Composite bzw. als eine Art der Composite zu bewerten, da sie wie diese eine mit silanisierten anorganischen Füllstoffen angereicherte Diacrylat-Kunststoff-Matrix besitzen. Die Modifikation besteht in der Zugabe von speziellem Diacrylat-Monomer mit 2-4 Carboxyl-Gruppen und Strontium-Silikatglas, wodurch sie prinzipiell zu einer Zementreaktion fähig sind (Rzanny und Welker 1999). Die mechanischen Eigenschaften der Compomere kommen denen der Composite nahe.

Durch die Bestrahlung erfolgt die Polymerisation der Methacrylatgruppen des Compositanteils (Hellwig et al. 1995). Zur Dissoziation der Carboxylgruppen kommt es erst, wenn Wassermoleküle in die ausgehärtete Füllung eindringen (Rzanny und Welker 1999). Die Zementreaktion findet also erst im Mund statt und ausschließlich in den dünnen Schichten der Grenzflächen, die mit Flüssigkeit in Berührung kommen. Zur wirksamen chemischen Bindung der Compomere an die Zahnhartsubstanz ist ein Adhäsivsystem notwendig (Welker et al. 1997). Durch die erhöhte Wasseraufnahme im Mund kommt es allerdings zur Quellung.

Bei den Compomeren als Füllungswerkstoff handelt es sich i.d.R. um photopolymerisierbare Einkomponentenmaterialien. Für die Befestigung stehen auch autopolymerisierende Pulver-Flüssigkeits-Präparate zur Verfügung.

Ursprünglich waren diese Compomere auch für die adhäsive Befestigung vollkeramischer Arbeiten gedacht. Jedoch erfüllten sie die Erwartungen durch hohe Löslichkeit und Quellung nicht. Die starke Expansion durch Wasseraufnahme ließ Restaurationen frakturieren (Buresch 1999). Allgemein gilt, dass diese Materialien nicht universell und auf keinen Fall für vollkeramische Kronen, sondern nur für metallunterstützte Arbeiten einsetzbar sind (Miller 1997).

Allerdings werden die neusten Compomere aufgrund reduzierter Quellung für die Befestigung von Vollkeramik-Kronen und -Brücken von den Herstellern freigegeben (Stefan 1999), so dass Compomere auch in der vorliegenden Arbeit untersucht werden.

2.5 Composite zur Befestigung

Composite besitzen eine Kunststoffmatrix aus verschiedenen Diacrylatmonomeren, die hochgradig mit silanisiertem anorganischem Füllstoff angereichert ist. Die Polymerisation kann als Photo- oder Autopolymerisation erfolgen oder kombiniert.

2.5.1 Aufbau der Composite

<u>organische Phase</u>	<u>anorganische Phase</u>	<u>Verbundphase</u>
Basismonomer	Füllstoffpartikel	Haftsilan
Comonomere	Farbpigmente	
Inhibitoren		
Initiatoren/Akzeleratoren		
Stabilisatoren		

2.5.2 Einteilung der Composite

Die Werkstoffeigenschaften der Composite wurden in den letzten zwanzig Jahren deutlich verbessert, da die Partikelgröße der Füllkörper reduziert und somit der Füllstoffanteil erheblich gesteigert werden konnte. Der Anteil der Füllstoffpartikel beträgt bei den heute auf dem Markt befindlichen Compositen ca. 70-80 m%.

Anfang der 80er Jahre wurden die Composite erstmals nach ihrer Füllstoffmorphologie bzw. Partikelgröße des Füllstoffs geordnet (Lutz et al. 1983):

Makrofüllercomposite (0,1-100 µm)
Homogene Mikrofüllercomposite (0,04-0,01 µm)
Inhomogene Mikrofüllercomposite (aus Mikrofüllern und 1-100 µm Partikel eines Vorpolymerisates)
Hybridcomposite

Hybridcomposite bezeichnen primär die Verwendung von Makro- und Mikrofüllstoff. Die guten physikalischen Eigenschaften der Makrofüllercomposite sind mit der guten Polierbarkeit der Mikrofüllercomposite vereint.

Die Hybridcomposite kann man wiederum nach der Füllstoff-Teilchengröße differenzieren (Ernst 2003):

Hybridcomposite < 10 μm
Feinpartikel-Hybridcomposite < 5 μm
Feinstpartikel-Hybridcomposite < 3 μm
Submikrometer-Hybridcomposite < 1 μm

Die weitere Entwicklung führte zu den Nanofüllercompositen. Dabei handelt es sich um hochgefüllte Mikrofüllercomposite. Durch physikalische und chemische Tricks ist es gelungen, den Füllstoffgehalt eines Mikrofüllercomposits auf den eines Hybridcomposits zu erhöhen. Die frei in der Matrix befindlichen nicht agglomerierten Füllstoff-Partikel weisen eine Größe von 20 nm auf (Ernst 2003).

Heute dominieren, aufgrund ihrer guten Werkstoffeigenschaften, weitgehend die Feinstpartikel-Hybridcomposite (Ernst 2003). Eine Zunahme der Nanocomposite bzw. der Nanohybridcomposite ist erkennbar.

2.5.3 Befestigungscomposite

Befestigungscomposite sind in ihrer Zusammensetzung mit den Füllungscompositen nahezu identisch, enthalten aber in der Regel etwas weniger Füllstoff.

Die dünnflüssige Konsistenz der mikrogefüllten Kunststoffe erleichtert das Einsetzen der passgenauen Arbeit. Es gibt jedoch auch Befestigungscomposite, die so fest wie Seitenzahncomposite sind (thixotrope Befestigungscomposite) und mit Ultraschalleinwirkung eingesetzt werden müssen.

Die Befestigungscomposite können nach ihrem Polymerisationsmechanismus eingeteilt werden:

Photopolymerisierende Befestigungscomposite (= lichthärtende)

sind Einkomponentenmaterialien.

Sie werden durch Bestrahlung ausgehärtet, wobei ein Photoinitiator bei der Absorption von elektromagnetischer Strahlung einer bestimmten Wellenlänge die Polymerisation einleitet.

Autopolymerisierende Befestigungscomposite (= selbsthärtende)

sind Zweikomponentenmaterialien.

Nach der Vermischung beider Pasten und der Applikation auf der Restauration beginnt die Polymerisation durch ein Redoxinitiatorsystem.

Dualhärtende Befestigungscomposite

sind ebenfalls Zweikomponentenmaterialien.

Die initiale Polymerisation wird durch Lichteinwirkung ausgelöst und dann als Autopolymerisation weitergeführt.

Für Befestigungen werden heute überwiegend dualhärtende Befestigungscomposite eingesetzt (Ludwig 2004). Sie sind besonders bei der Eingliederung von keramischen Kronen oder Brücken indiziert, um eine vollständige Polymerisation des Kunststoffes sicherzustellen.

2.6 Gegenüberstellung der konventionellen und adhäsiven Befestigung

Eine chemisch-dauerhafte Bindung zwischen der Restauration und der Zahnhartsubstanz ist mit den konventionellen Zementen nicht möglich. Ihre Verwendung liegt besonders bei den metallischen Restaurationen. Einschränkungen der Indikation entstehen durch die Opazität, fehlende Adhäsion zum Zahn und zur Restauration sowie durch die mechanischen Eigenschaften.

Die konventionelle Zementierung wird aber aufgrund ihrer einfachen Handhabung immer noch bevorzugt und erfreut sich gerade bei subgingivaler Präparation weiterhin großer Beliebtheit (Martin et al. 2000).

In den letzten Jahren hielten in den zahnärztlichen Praxen immer mehr metallfreie Restaurationen Einzug, da der ästhetische Anspruch in der heutigen Gesellschaft im Vordergrund steht. Viele vollkeramische Restaurationen, wie Inlays, Veneers, Kronen und Brücken, werden daher inzwischen mit Befestigungscompositen eingegliedert (Janda und Newesely 1987). Ihre zahnähnliche Farbe und ihr adhäsiver Verbund sowohl mit der Zahnhartsubstanz als auch mit der Restauration erlauben eine ästhetisch und funktionell perfekte Eingliederung der keramischen Restauration (Krejci und Lutz 1989, Dörfer et al. 1998). Eine rasche Aushärtung des Befestigungscomposits und die Funktion als Stressverteiler sind bei der adhäsiven Befestigung als positiv zu bewerten.

Tabelle 1 zeigt eine Übersicht zum Unterschied zwischen konventioneller und adhäsiver Befestigung.

Tab. 1: Vergleich der konventionellen Befestigung mit einem Zement und der adhäsiven Befestigung mit einem Composit.

konventionelles Befestigen	adhäsives Befestigen
geringer Arbeits- und Zeitaufwand, einfache Verarbeitung	erhöhter Arbeits- und Zeitaufwand, Zusatzausrüstung notwendig, methodisch schwieriger
kostengünstiger	kostenintensiver
keine allergisierenden Inhaltsstoffe (außer bei Hybrid-GIZ)	Überempfindlichkeit auf Inhaltsstoffe des Composits möglich
Zahnhartsubstanz muss nicht konditioniert werden, metallische Restauration ist durch zahn-technisches Korundstrahlen ggf. bereits vorbehandelt	Zahnhartsubstanz und Restauration müssen konditioniert werden, um ein Mikrorelief zu erzeugen
konventionelle Zemente sind opak	Composit ist immer farblich anpassbar

relatives Trockenlegen reicht aus	stets absolute Trockenlegung notwendig
während der Abbindephase sehr feuchtigkeitslabil	Glyceringelauftrag zur Vermeidung einer Sauerstoffinhibitionsschicht
eventuell längere Aushärtungszeit	rasche Aushärtung bei Photopolymerisation
leichte Überschussentfernung, Wiederentfernbarkeit einfacher	Überschussentfernung sowie Wiederentfernbarkeit ist problematisch
relativ hohe Löslichkeit der Zemente und somit Undichtigkeit	geringe Löslichkeit der Composite
rein mechanischer Verbund zwischen Restauration und Zahn	adhäsiver Verbund stabilisiert präparierten Zahn und Restauration zu einer besser belastbaren Einheit

Definitive Befestigungsmaterialien müssen den Verbund zwischen Zahn und Restauration langjährig gewährleisten, und die Grenzflächen gegen exogene Einflüsse, darunter das mikrobielle Oralmilieu, versiegeln. Der klinische Erfolg hängt maßgeblich von der Befestigungsart und dem verwendeten Werkstoff ab.

Gibt es ein universelles Material, welches für alle Werkstücke zum Einsatz kommen kann? Ist es heute möglich, die Befestigung mit Zementen aufzugeben und grundsätzlich nur noch mit Befestigungscompositen einzugliedern? Zur Beantwortung dieser Fragen soll mit der vorliegenden Arbeit ein werkstoffkundlicher Beitrag geleistet werden.

3 Aufgabenstellung

Trotz langjähriger Forschung und Entwicklung gibt es bis heute keinen Befestigungszement, der den hohen Anforderungen an klinische Langzeitbewährung vollständig entspricht. Die Gruppe der Zemente erscheint entsprechend der Literaturrecherche und nach Marktbeobachtungen ausentwickelt und kaum noch verbesserungsfähig. Deshalb soll untersucht werden, ob und inwieweit Composite zur Befestigung von Restaurationen bessere Erfolgsaussichten aufweisen als Zemente und ob die Befestigungskunststoffe die unterschiedlichen Zemente bzw. Zementarten aus werkstoffkundlicher Sicht möglicherweise grundsätzlich ablösen können.

Die experimentelle Arbeit soll die werkstoffkundlichen Eigenschaften von neun verschiedenartigen, bekannten und neu entwickelten Befestigungscompositen (Dual Cement, Variolink II, Variolink Ultra, Panavia, Bifix, 2 Bond 2, RelyX Unicem, Twinlook und X-Flow) in Gegenüberstellung zu zwei Compomeren (Perma Cem und Perma Cem Dual); einem typischen Zinkoxidphosphatzement (Harvard); einem Glasionomierzement (Ketac Cem); fünf Hybrid-Glasionomierzementen (Fuji Cem, Fuji Plus, RelyX Luting, RelyX Luting Plus und Pro Tec Cem) und einem Polycarboxylatzement (Durelon) untersuchen.

Zur Charakterisierung der Materialeigenschaften sollen folgende Parameter herangezogen werden:

- Mechanische Festigkeit:
- Vickers-Härte
 - Biegefestigkeit
 - Druckfestigkeit
 - Abriebresistenz
- Filmdicke
 - Dimensionsverhalten der Befestigungscomposite und des dualhärtenden Compomers, durch Messung der linearen Abbinde- bzw. Polymerisationskontraktion
 - Haftfestigkeit an Titan

Es wird eine wertende Reihung angestrebt, die Aussagen über die Produktunterscheidung in einer Werkstoffklasse und zwischen den Klassen von Befestigungswerkstoffen (Zemente und Kunststoffe) erlaubt. Es gilt herauszufinden, welches Material hinsichtlich der angeführten Werkstoffparameter die besten Ergebnisse erzielt.

Im Anschluss an die Ergebnisauswertung erfolgt die Prüfung auf signifikante Unterschiede. Hierbei kommt der t-Test zur Anwendung.

Unter Berücksichtigung der Literaturrecherchen und klinischer Aspekte besteht das Ziel, die eingangs aufgeworfenen Fragen zu beantworten und Empfehlungen für die praktische zahnärztliche Tätigkeit abzuleiten.

4 Material und Methode

4.1 Untersuchte Werkstoffe und deren Zubereitung

Die Charakterisierung basiert auf Herstellerangaben (Packungsbeilagen und Produktdossiers) und eigenen Beobachtungen. Die Verarbeitung der Werkstoffe erfolgte stets nach Herstellervorschrift.

4.1.1 Zinkoxidphosphatzement

Harvard Cement (Richter & Hoffmann HARVARD Dental-GmbH):

Zusammensetzung: 1g Pulver: Zinkoxid 860 mg, Magnesiumoxid 86 mg

1g Flüssigkeit: o-Phosphorsäure 560 mg

Indikation: Befestigung von Kronen, Brücken und Einlagen, orthodontische Arbeiten, Unterfüllungen, provisorische Füllungen.

Chargen-Nr.: 2111099011 Liquid; 2112401012 Pulver

Verarbeitung: Anmischen innerhalb von 1,5 min auf sauberer, 18-20 °C temperierter und trockener Glasplatte, zu einer homogenen Masse mit einem nicht färbenden Spatel. Verarbeitungszeit ab Mischbeginn 3 min. Nettoabbindezeit: 4 - 7,5 min (bei 37 °C). Dosierung und Prüfklima nach EN 29917: 1,00 g Flüssigkeit plus 1,50 g Pulver; 23 ± 1 °C; relative Luftfeuchtigkeit von 50 ± 5 %.

4.1.2 Polycarboxylatzement

Durelon™ Maxicap™ (3M ESPE): zart rosafarbener Carboxylatzement in der Kapsel für Befestigungen und Unterfüllungen

Zusammensetzung: Menge in einer Kapsel mindestens 0,41 ml

Indikation: Befestigung von Inlays, Onlays, Kronen und Brücken aus Metall, Metallkeramik oder mit Kunststoffverblendung; Befestigung von Inlays, Onlays, Kronen und Brücken aus Composit oder Keramik, sofern für die konventionelle Zementierung geeignet; Befestigung von Stiften und Schrauben sowie Unterfüllungen.

Chargen-Nr.: 157631

Verarbeitung: Die Kapsel aktivieren, im Capmix 10 s mischen, mit dem blauen Applicator in die Kavität einbringen. Verarbeitungszeit ab Mischbeginn 2 min 30 s. Abbindezeit 5 min 30 s (bei 23 °C).

4.1.3 Glasionomerzement

Ketac™ Cem Maxicap™ (3M ESPE): rosafarbener Befestigungszement in der Kapsel

Zusammensetzung: Menge einer Kapsel beträgt mindestens 0,36 ml

Indikation: Befestigung von Inlays, Onlays, Kronen und Brücken, kieferorthopädischen Bändern; Unterfüllung.

Chargen-Nr.: 157700

Verarbeitung: Kapsel aktivieren, im Capmix 10 s maschinell mischen, mit dem blauen Applicator in die Kavität einbringen. Verarbeitungszeit ab Mischbeginn 3 min. Abbindezeit 7 min (23 °C).

4.1.4 Hybrid-Glasionomerzemente

GC Fuji Cem Yellow (GC EUROPE N.V.): röntgensichtbarer, kunststoffmodifizierter Glas-Ionomer-Befestigungszement

Zusammensetzung: keine Angaben von der Firma erhältlich

Indikation: Zementieren aller Arten von Metall-, Metallkeramik- und Kunststoffkronen sowie Brücken, Inlays und Onlays. Zementieren von Keramikinlays. Als Unterfüllung oder Liner.

Chargen-Nr.: 0302011

Verarbeitung: Einlegen der Kartusche in den Paste Pak Dispenser. Ausdrücken der Basis- und Katalysatorpaste. Auf einem Mischblock mit einem Plastikspatel im Verhältnis 1:1 für 10 s mischen. Verarbeitungszeit 3 min (bei 23 °C). Aushärtezeit 4,5 min.

GC Fuji Plus Capsule Yellow (GC EUROPE N. V.) : röntgensichtbarer verstärkter GIZ-Befestigungszement

Inhalt pro Kapsel: 0,36 g Pulver und 0,16 ml Flüssigkeit

Indikation: Befestigen von Metall-, Metallkeramik- und Kunststoffkronen
sowie Brücken, Inlays und Onlays, Keramikinlays, Stumpfaufbau-
Materialien, Vollkeramikkrone.

Chargen-Nr.: 0301301

Verarbeitung: Kapsel schütteln, auf eine feste Unterlage aufklopfen, aktivieren
(Kolben vollständig in die Kapsel eindrücken) und im Capmix 10 s
maschinell mischen. Mit dem orangefarbenen Applicator das Material
innerhalb von 30 s in die Kavität einbringen. Verarbeitungszeit 2 min
nach Mischende bei 23 °C; Aushärtezeit 4 min.

RelyX™ Luting (3M ESPE): selbsthärtendes Glas-Ionomersystem mit zwei
Härtungsmechanismen

Zusammensetzung: Pulver: röntgenopakes Fluoraluminiumsilikat-Glas
Lösung: wässrige Lösung einer modifizierten Polyalken-Säure

Indikation: Befestigung von keramikverblendeten Kronen und Brücken (auf
Zahnhartsubstanz, Amalgam, Composit oder Glas-Ionomer-
Stumpfaufbauten), Metall-Inlays, -Onlays und -Kronen, Vollkeramik-
Kronen (z.B. mit Aluminiumoxid oder Zirkonia-Kernen), vorgefertigten oder
gegossenen Stiften, kieferorthopädischen Vorrichtungen.

Chargen-Nr.: 20030806

Verarbeitung: Mischungsverhältnis 1,6 :1; d.h. ein Löffel Pulver und ein Tropfen
Flüssigkeit werden blasenfrei innerhalb von 30 s mit einem Spatel
vermischt. Applikation mit einem geeigneten Instrument bei 23 °C in
einer Zeit von 2 min 30 s. Aushärungszeit bei 10 min.

RelyX™ Luting Plus (3M ESPE): selbsthärtender, radioopaker, fluoridfreisetzender
harz-modifizierter GIZ-Befestigungszement

Zusammensetzung: keine Angaben erhältlich

Indikation: Befestigung von Metallkronen, -brücken, -Inlays und -Onlays,
von keramikverblendeten Kronen und Brücken sowie vollkeramischen
Restaurationen; Zementierung von orthodontischen Geräten.

Chargen-Nr.: 20040423

Verarbeitung: Beide Pasten auf einem Mischblock für 20 s blasenfrei mit einem Plaste- oder Metallspatel anmischen bis eine einheitliche Farbe erreicht ist. Material mit Füllungsspatel einbringen. Bei 23 °C Verarbeitungszeit 2,5 min. Aushärtungszeit 5 min.

Pro Tec Cem (Ivoclar Vivadent): selbsthärtender Hybridionomerzement mit hoher Röntgenopazität, geringer Löslichkeit und Fluoridfreisetzung

Zusammensetzung: <u>Pulver:</u>	in m%
Ba-Al-Fluorosilikatglas	72
Ytterbiumtrifluorid	25
Feindisperses Siliciumdioxid	2
Rest: Initiatoren, Pigmente	
<u>Flüssigkeit:</u>	in m%
Methacrylatmodifizierte Polyacrylsäure	25
HEMA	28
Dimethacrylat	28
Rest: Wasser	

Indikation: Befestigen von Inlays, Teilkronen, Kronen, Brücken, Wurzelstiften, Stiftaufbauten aus Metall, IPS Empress 2-Restaurationen (Kronen und Brücken), die mittels Schichttechnik hergestellt wurden.

Chargen-Nr.: F60357

Verarbeitung: Mischungsverhältnis 2 Löffel Pulver und 6 Tropfen Flüssigkeit 30 s lang gleichmäßig vermischen; in die Kavität bzw. die Restauration mit einem Spatel einbringen und innerhalb von 90 s (bei 23 °C) verarbeiten. Aushärtung in ca. 2 min (bei 37 °C).

4.1.5 Compomere

Perma Cem® Smartmix (DMG Hamburg): selbsthärtender Compomer-Zement

Zusammensetzung: Ionomerglas in einer bis-GMA basierten Matrix aus Dentalharzen, Aktivator, Katalysator und Additiven

Indikation: permanente Befestigung von Kronen, Brücken, Inlays und Onlays.

Chargen-Nr.: 508158

Verarbeitung: Smartmix-System, dabei die Smartmix-Tips aufsetzen, 90° im Uhrzeigersinn drehen. Das Material wird in der Kanüle gemischt und kann direkt appliziert werden. Verarbeitungszeit 2 min ab Mischbeginn. Die vollständige Aushärtung ist nach 5 min erreicht.

Perma Cem® Smartmix Dual (DMG Hamburg): dualhärtender Compomer-Zement

Zusammensetzung: Ionomerglas in einer bis-GMA basierten Matrix aus Dentalharzen, Aktivator, Katalysator und Additiven

Indikation: permanente Befestigung von Brücken, Inlays, Onlays und (Teil-) Kronen.

Chargen-Nr.: 506222

Verarbeitung: Smartmix-System (s.o.). Verarbeitungszeit 2 min ab Mischbeginn. Aushärtezeit 1,5 - 2 min. Material mit Halogenlampe mindestens 20 s belichten, vollständige Aushärtung nach 5 min erreicht.

4.1.6 Befestigungscomposite

4.1.6.1 Photopolymerisierendes Befestigungscomposit

X-Flow™ A3 (Dentsply DeTrey GmbH): universelles, fließfähiges, lichthärtendes, röntgenopakes Material

Zusammensetzung: Strontiumaluminio-Natriumfluoro-Phosphosilikat-Glas

bi- und multifunktionelle Acrylate und Methacrylate

Diethylenglykoldimethacrylat

hochdisperses Siliciumdioxid

UV-Stabilisator

Ethyl-4-dimethylaminobenzoat

Campherchinon

Butylhydroxytoluol (BHT)

Eisenoxidpigment

Titandioxid

Indikation: minimal invasive Restaurationen: kleine, nicht kaukrafttragende Füllungen im Front- und Seitenzahnbereich, erweiterte Grübchen- und Fissuren-

versiegelung, flache zervikale Läsionen, Randreparatur bei direkten und indirekten Restaurationen, Kavitätenlining, adhäsive Befestigung von Keramik- oder Composit-Inlays und -Onlays, Ausblocken von Unterschnitten bei Präparationen für indirekte Restaurationen.

Chargen-Nr.: 0305002523

Verarbeitung: Material mit geeignetem Instrument in die Kavität bzw. auf die Restauration auftragen. Anschließend jede Schicht mindestens 20 s belichten.

4.1.6.2 Dualhärtende Befestigungscomposite

Dual[®] Cement (Ivoclar Vivadent): mikrogefülltes, licht- und selbsthärtendes Befestigungscomposit

Zusammensetzung: Monomermatrix aus UDMA und Dekandioldimethacrylat;
anorganische Füllstoffe aus Siliciumdioxid und Ytterbiumtrifluorid;
Katalysatoren; Stabilisatoren und Pigmente
Gesamtgehalt anorganischer Füllstoff 61 m%

Indikation: adhäsive Befestigung von Composit-, Keramik- oder Ceromer/ FRC-Restaurationen.

Chargen-Nr.: F51002

Verarbeitung: Mischungsverhältnis 1:1. Material mit einem üblichen Compositinstrument ohne Lufteinschlüsse in die Kavität einbringen. Verarbeitungszeit ab Mischbeginn 4 - 5 min (bei 23 °C). Es kann für 40 - 60 s mit Licht ausgehärtet werden.

Variolink[®] II (Ivoclar Vivadent): dualhärtendes Befestigungscomposit-System zur adhäsiven Befestigung von Keramik- und Compositrestaurationen

Zusammensetzung: Monomermatrix: bis-GMA, UDMA und TEGDMA
anorganische Füllstoffe: Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-fluorsilikatglas, sphäroides Mischoxid
Katalysatoren, Stabilisatoren und Pigmente

Indikation: adhäsive Befestigung von Keramik- und Compositrestaurationen (Inlays, Onlays, Kronen, metallfreie Adhäsivbrücken, Schalen, Stumpfaufbauten).

Chargen-Nr.: F54967

Verarbeitung: Material mit Spatel 10 s im Verhältnis 1:1 anmischen und mit geeignetem Instrument applizieren. Verarbeitungszeit beträgt 3,5 min (bei 37 °C). Mit Halogenlicht 40 s pro Segment aus polymerisieren.

Variolink® Ultra (Ivoclar Vivadent): hochvisköses, hochgefülltes, thixotropes, dualhärtendes Befestigungscomposit

Zusammensetzung: Monomermatrix aus bis-GMA, UDMA und TEGDMA;
anorganische Füllstoffe aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid und Mischoxid; Katalysatoren; Stabilisatoren und Pigmente
Gesamtgehalt anorganischer Füllstoff 79 m%

Indikation: adhäsive Befestigung von Keramik-, Composit- (vor allem Inlays und Onlays), FRC/ Ceromer-Restaurationen mit der Ultraschall-Einsetztechnik.

Chargen-Nr.: F34380

Verarbeitung: Im Mischungsverhältnis 1:1 auf Anmischblock zu homogener Masse mischen, mit geeignetem Instrument einbringen. Verarbeitungszeit ab Mischbeginn 3,5 min (bei 37 °C). Anwendung von Ultraschall bei der Eingliederung der Restauration notwendig. Bei Photopolymerisation mit Halogenlampe jedes Segment 40 s bestrahlen. Autopolymerisation erfolgt nach 3,5 min.

Panavia™ F 2,0 paste (KURARAY MEDICAL INC.): dualhärtender Befestigungskunststoff

Zusammensetzung: keine Angaben von der Firma erhältlich

Indikation: Befestigung von Metallkronen und Brücken, Einlagen und Auflagen von Keramikronen, Inlays, Onlays und Veneers von Composit-Kronen, Einlagen und Auflagen von Adhäsivbrücken, endodontischen Aufbaumaterialien und vorgefertigten Stiften sowie Amalgamverbindungen.

Chargen-Nr.: 00002A

Verarbeitung: Katalysator- und Basispaste im Verhältnis 1:1 innerhalb 20 s mischen. Verarbeitungszeit ab Mischbeginn 3 min. Lichthärtung 20 s empfohlen.

Bifix DC (Voco): röntgensichtbarer, dualhärtender Befestigungskunststoff

Zusammensetzung: keine Angaben vom Hersteller erhältlich

Indikation: adhäsive Befestigung von Inlays, Onlays, Facetten, Veneers, Kronen, Teilkronen, Stiftverankerungen, Brücken und Klebebrücken.

Chargen-Nr.: 20812 Base; 23864 Katalysator

Verarbeitung: Katalysator- und Basispaste im Verhältnis 1:1 anmischen.

Verarbeitungszeit 4 - 5 min, Abbindezeit 4 min. Nach Einbringen des Materiales mit einem geeigneten Instrument kann die Photopolymerisation 20 s für jedes Segment erfolgen.

2 Bond 2[®] (Heraeus Kulzer): röntgenopakes, fluoridfreisetzendes Befestigungspolyglas, durch Zugabe der Katalysatorpaste ist eine Dualhärtung möglich

Zusammensetzung: Basispaste: multifunktionelle Methacrylate, Barium-Aluminium-Silikatglas, anorganisches Fluorid, Photoinitiatoren

Katalysatorpaste: multifunktionelle Methacrylate, Siliciumdioxid und Barium-Aluminium-Silikatglas, anorganisches Fluorid, Benzoylperoxid

Indikation: Befestigung von metallfreien Restaurationen:

Inlays, Onlays, Facetten, Veneers, Kronen und Brücken aus Polyglas[®], Keramik, Glaskeramik und Composit.

Befestigung von metallunterstützten Restaurationen:

Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Klebebrücken, Brackets und Schienen.

Chargen-Nr.: 010030 Base; 020032 Katalysator

Verarbeitung: metallfreie Restaurationen (< 3 mm Schichtstärke):

Base in die Kavität und auf die Restauration auftragen. Bestrahlen jeder Fläche 40 s lang.

metallfreie/ metallgestützte Restaurationen (> 3 mm Schichtstärke):

Katalysator und Base in 30 s im Verhältnis von 1:1 auf dem Mischblock anmischen. Dabei Hautkontakt vermeiden. In die Kavität und auf die Restauration auftragen. Mit Halogenlampe jede Fläche 40 s licht härten. Restauration unter gleichmäßigem Druck 5 Minuten halten.

Verarbeitungszeit beträgt 8 min.

RelyX™ Unicem Maxicap™ (3M ESPE): dualhärtender, selbstadhäsiver
Compositbefestigungszement

Zusammensetzung: bifunktionelle Methacrylate, Anteil der anorganischen Füllkörper
ca. 72 m%

Indikation: definitive Zementierung von Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, Stiften und
Schrauben aus Vollkeramik, Composit oder Metall.

Chargen-Nr.: 149708

Verarbeitung: Kapsel aktivieren und im Capmix 15 s mischen. Mit blauem Applicator in
Kavität einbringen. Photopolymerisation für jede Fläche 20 s.
Autopolymerisation 5 min.

Twinlook® cement (Heraeus Kulzer): dualhärtendes röntgenopakes
Befestigungscomposit

Zusammensetzung: Monomer: bis-GMA, TEGDMA

Füllstoffe: Ba-Al-B-Si-Glas, SiO₂

anorganische Füllstoffe: Basis 74,5 m%,

Katalysator 78 m%

Indikation: Befestigung indirekter Restaurationen (Inlays, Onlays, Veneers, Kronen)
aus Composit, Keramik und Polyglass®.

Chargen-Nr.: 010062

Verarbeitung: Auf Mischblock Base und Katalysator im Verhältnis 1:1 anmischen.

Mit der Halogenlampe jedes Segment für 20 s belichten.

Die Autopolymerisation erfolgt unter Druck. Der Befestigungswerkstoff
ist gelb eingefärbt, nach der Polymerisation wird er transparent.

4.2 Herstellung der Prüfkörper für die Untersuchungen

4.2.1 Vickers-Härte

Für die Härtemessung wurden von jedem Material 3 Prüfkörper mit $4,5 \pm 0,4$ mm Durchmesser und $2,5 \pm 0,2$ mm Höhe in einem Messingring hergestellt. Sowohl die untere als auch die obere Seite der Messingform wurden mit einer Klarsichtfolie abgedeckt. Dadurch wurde eine glatte Materialoberfläche erzielt und bei den

Compositen die Bildung einer Polymerisationsinhibitionsschicht durch den Luft-sauerstoff verhindert. Die Polymerisation der Composite erfolgte mit dem Translux EC (Kulzer). Jeder Prüfkörper wurde 60 s beidseitig bestrahlt.

Die Härtemessungen wurden nach 15 min, 1 h und nach 24 h durchgeführt, die Proben bis zur Messung in feuchter Kammer ($37 \pm 1^\circ\text{C}$) gelagert.

4.2.2 Biegefestigkeit

Aus allen Materialien wurden je zehn Prüfkörper in einer zerlegbaren Messingform hergestellt. Jeder Prüfkörper weist folgende Abmessungen auf:

Länge	$15 \pm 0,2$ mm
Breite	$5 \pm 0,2$ mm
Dicke	$1,5 \pm 0,2$ mm.

Ober- und Unterseite der gefüllten Form waren mit einer Klarsichtfolie abgedeckt. Die dualhärtenden und photopolymerisierenden Composite wurden mit der Photopolymerisationslampe Heliolux DLX (Vivadent) 40 s beidseitig lichtgehärtet. Die Zemente sind frühestens 30 min nach Anmischbeginn entformt worden. Traten bei der Prüfkörperherstellung Grate auf, so sind diese vorsichtig entfernt worden, ohne dass die Oberfläche beschädigt wurde. Die Prüfkörper wurden bis zur Messung 24 Stunden in feuchter Kammer gelagert (37°C).

4.2.3 Druckfestigkeit

Je 16 Prüfkörper mit einer Höhe von $5,8 \pm 0,2$ mm und einem Durchmesser von $3,9 \pm 0,2$ mm wurden in einer teilbaren Teflonform in Übereinstimmung mit der ISO-Norm 9917 hergestellt. Die Form wurde mit einer Klarsichtfolie auf der Ober- und Unterseite abgedeckt. Die dualhärtenden Composite wurden mit dem Heliolux DLX (Vivadent) 60 s beidseitig bestrahlt. Die autopolymerisierenden Präparate wurden frühestens 10 min nach Anmischbeginn entnommen. Vor der Entnahme der Proben aus der Form wurden Deck- und Grundfläche mit Korundpapier der Körnung 600 parallel geschliffen. Danach wurden die Prüfkörper für 24 h in der feuchten Kammer (37°C) gelagert.

4.2.4 Abriebresistenz

Mit der Abrasionsmaschine ACTA (Willytec) wurde der Nahrungsabrieb simuliert. Auf dem Probenrad (Abb. 1), mit einem Durchmesser von 47 mm, befinden sich 12 Kammern. Die Abmessungen einer solchen Kammer betragen: Länge = 11 mm, Breite = 10 mm und Tiefe = 2,5 mm. Die Materialien wurden in die Kammern eingebracht und mittels Klarsichtfolie glatt adaptiert. Die dualhärtenden Composite wurden mit der Photopolymerisationslampe Heliolux DLX (Vivadent) 40 s lichtgehärtet. Nachdem alle 12 Kammern bestückt waren, wurde das Probenrad nochmals im Dentacolor XS (Kulzer) von jeder Breitseite her für 180 s belichtet. Eine Kammer des Rades wurde immer mit einer AlMg Legierung bestückt. Diese diente als Referenzwerkstoff und setzt sich aus Si 0,2; Fe 0,35; Cu 0,15; Mg 4,0-5,0; Cr 0,15; Zn 0,25; Mn 0,7; Ti 0,10 m% und Al ad 100 zusammen. Die AlMg₄Mn_{0,7} Legierung zeigt zwar gegenüber dem bisher meist eingesetzten Vergleichswerkstoff Amalgam eine signifikant geringere Härte, weist aber Vorteile, wie Homogenität, Zeitersparnis und keine verschmierte Oberfläche, auf (Gnauck et al. 2005). Sie bekommt den Wert 1.

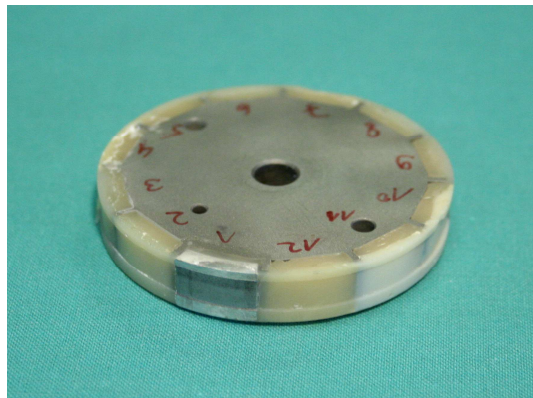


Abb. 1: Das Probenträgerrad mit verschiedenen Werkstoffen und dem Referenzmaterial nach dem Abrieb.

Das bestückte Rad wurde bis zum Abriebversuch in der feuchten Kammer (37 °C) gelagert. Um eine gleichmäßige Oberfläche der einzelnen Kammern zu erzielen, wurde das Probenrad vor dem ersten Abriebzyklus im Nassschleifverfahren plangeschliffen.

Das kleine Edelstahlrad (Durchmesser 19 mm), welches zum Abrieb der zu untersuchenden Materialien diente (Abb. 2), besitzt 10 diagonale Nuten (Tiefe 1 mm, Schräge 30°, Winkel 45°).



Abb. 2: Edelstahlrad für den Abrieb.

4.2.5 Filmdicke

Eine Prüfkörperherstellung entfällt. Es wurde lediglich eine stecknadelkopfgroße Menge des Materials in die Elastomereinrichtung des Höppler-Konsistometers (MLW Medingen) appliziert (Abb. 3).

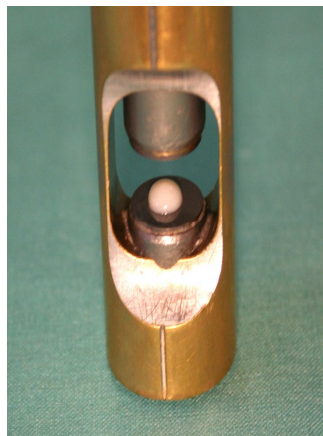


Abb. 3: Elastomereinrichtung mit einer Materialprobe zur Filmdickenbestimmung.

4.2.6 Dimensionsverhalten

Das Material wurde in einen Messingring der Abmessungen $4,5 \pm 0,4$ mm Durchmesser und $2,5 \pm 0,2$ mm Höhe mit einem Spatel bei Raumtemperatur (23 ± 1 °C) eingebracht.

4.2.7 Haftfestigkeit

Die Haftfestigkeit wurde an Titan Grad 1, wie bei Göbel und Welker 1999 beschrieben, untersucht. Diese Titanplättchen mit

Länge $20 \pm 0,2$ mm

Breite $10 \pm 0,2$ mm

Dicke $1 \pm 0,2$ mm

wurden mit einem Sandstrahler (Harnisch Rieth) bei 3 bar mit Korund der Korngröße 250 μ m einseitig gestrahlt. Auf die gestrahlte Fläche wurde ein kleiner Messring (Durchmesser = $5 \pm 0,2$ mm; Höhe = $2 \pm 0,2$ mm) aufgesetzt und mit Befestigungsmaterial bündig aufgefüllt. Dabei wurde am Titan kein Primer, Opaker oder Bonding verwendet. Im Dentacolor XS (Heraeus Kulzer) wurde der Prüfzylinder für 180 s lichtgehärtet. Nach der Aushärtung wurde der Messingring mit einer Zange vorsichtig entfernt. Der Rand des Prüfkörpers zum Titanplättchen wurde mit dem Monomer „Dentacolor Opaker“ abgedichtet und anschließend nochmals 90 s im Dentacolor XS lichtgehärtet. Der so entstandene Verbundkörper wurde für 24 h bei 37 °C in der feuchten Kammer gelagert und danach abgeschert. Je Material wurden mindestens 5 Verbundkörper hergestellt.

4.3 Untersuchte Werkstoffeigenschaften

4.3.1 Vickers-Härte

Härte wird definiert als der mechanische Widerstand eines Körpers gegen das Eindringen eines anderen, härteren Körpers. Zur Bestimmung der Oberflächenhärte wurde die Mikrohärtemessung nach VICKERS vorgenommen. Die Belastung erfolgte im Härteprüfgerät Zwick 3212 (Zwick).

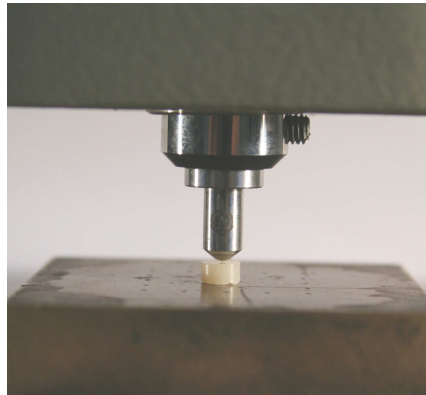


Abb. 4: Vickers-Härte Prüfung.

Dazu sind die Proben auf dem Messtisch positioniert worden. Die Spitze einer vierseitigen Diamant-Pyramide dringt für 20 s mit einer Kraft von 1 kg in den Körper ein (Abb. 4) und hinterlässt einen quadratischen Eindruck. Der Winkel der gegenüberliegenden Flächen an der Pyramide beträgt 136° . Auf der Oberseite jedes Prüfkörpers wurden zentral vier Eindrücke erzeugt. Mit einem speziellen Messokular, in einem Auflichtmikroskop (Zeiss), wurden die Diagonalen der Eindrücke vermessen und aus Tabellen die Vickers-Härte entnommen. Für die Vickers-Härte wird das Zeichen HV angegeben. Dahinter wird die „Belastung, Belastungszeit“ vermerkt (HV_{1-20}). Aus 4 Einzelwerten pro Prüfkörper bzw. 12 Werten pro Charge wurden der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet.

4.3.2 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit ist der Widerstand eines Materials bei Biegebeanspruchung bis zum Bruch. Die Biegefestigkeit, also die Biegespannung bei Höchstkraft, ist ein rein rechnerischer Wert und entspricht nicht den in der Probe lokal auftretenden maximalen Spannungen.

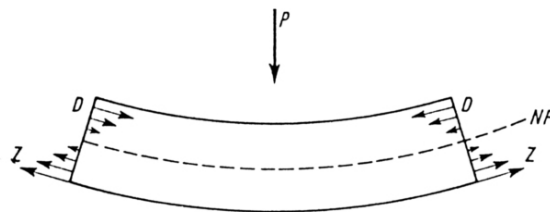


Abb. 5: Biegung eines Prüfkörpers (D-Druckzone, Z-Zugzone, NF-Neutrale Faser, P-Last).

Die Biegefestigkeit wurde im Drei-Punkt-Biegeversuch nach DIN ISO 4049 an der Universalprüfmaschine Zwick 1435 (Zwick) bei 23 °C und 50 % relativer Luftfeuchte bestimmt. Die Dimensionierung der Prüfkörper und der Abstand der Stützen ist reduziert worden, um materialsparend zu arbeiten (Rzanny und Welker 1999). Die Prüfkörper wurden mit ihrer breiten Seite auf die Stützwangen gelegt. Durch einen Balken wird in der Mitte des Prüfkörpers eine kontinuierliche Einzelkraft bis zum Bruch aufgebracht (Abb. 5).

Während des Versuches werden die Biegekräfte und die zugehörige Durchbiegung in der Probekörpermitte registriert. Die Durchbiegung verläuft zunächst proportional der Spannung und wird dann größer, bis die Biegegrenze erreicht ist. Die Vorkraft wurde mit 1 N festgelegt, die Vorschubgeschwindigkeit betrug 1 mm/min. Die Größe der Durchbiegung wird durch die Stützweite ($L_s = 12 \text{ mm}$) sowie die Höhe $h = 2 \text{ mm}$ und Breite $b = 5 \text{ mm}$ der Probe beeinflusst. Mit der registrierten Maximalbelastung bei Bruch F_{\max} , konnte nach der Beziehung $\sigma = 3 F_{\max} \times L_s / 2b \times h^2$ die Biegefestigkeit in N/mm^2 vom Computer errechnet werden. Die Messwerte von Kraft und Durchbiegung trägt der Computer in ein Koordinatensystem gegeneinander auf. So entsteht für jeden Werkstoff eine typische Spannungs-Durchbiegungskurve.

4.3.3 Druckfestigkeit

Druckfestigkeit ist die Druckspannung bei Bruch des Prüfkörpers. Nur wenn der Körper bricht kann man von Druckfestigkeit sprechen. Die Druckfestigkeit eignet sich, im Gegensatz zur Biegefestigkeit, allerdings nicht als Einzelparameter zur grundsätzlichen Festigkeitsbestimmung.

Die Druckfestigkeit für die Zemente und Befestigungscomposites wurde ebenfalls an der Universalprüfmaschine Zwick 1435 bestimmt. Die Prüfung erfolgte bei 23 °C und einer relativen Luftfeuchte von 50 %. Die zu drückenden Flächen des Probekörpers müssen planparallel zueinander und rechtwinklig zur Längsachse gestaltet sein. Die Druckkraft wirkt senkrecht auf den Probekörper und wird gleichmäßig auf die zu drückenden Flächen des Probekörpers verteilt.

Langsam und stetig wird der zylindrische Prüfkörper nun durch einen Stempel belastet, welcher aus zwei parallelen Stahldruckplatten besteht. Die Beanspruchung wird so lange gesteigert, bis der Prüfkörper Bruch oder Anriss aufweist. Die Vorkraft betrug 5 N und die Geschwindigkeit der Vorkraft 2 mm/min. Die eigentliche Prüfgeschwindigkeit betrug 0,75 mm/min. Die maximal erzielbare Druckspannung bezeichnet man als Druckfestigkeit. Sie berechnet sich aus P/F , wobei P der Höchstdruck und F der Querschnitt ist. Die Druckfestigkeit wird in N/mm² angegeben.

4.3.4 Abriebresistenz

Für die Abrasionsversuche wurde die von De Gee entwickelte ACTA-Abrasionsmaschine (Willytec) eingesetzt. Diese Maschine ist als internationaler Standard zur Simulation des Nahrungsabriebes anerkannt (De Gee 1986) und arbeitet nach dem Prinzip der 3-Medien-Abrasion.

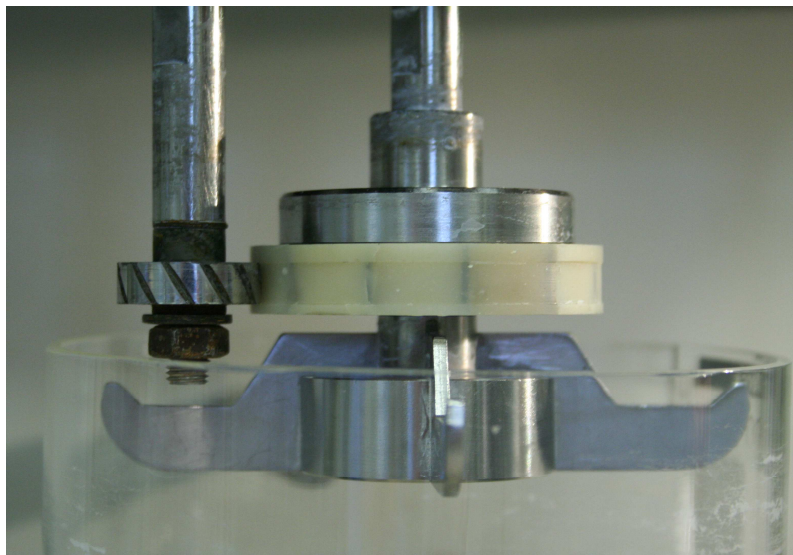


Abb. 6: ACTA-Abrasionsmaschine mit Probenträgerrad und Antagonistenrad.

Um die Abrasion während des Kauens nachzuahmen, läuft das Probenträgerrad gegenläufig gegen ein Antagonistenrad aus Edelstahl mit zeitlicher Verzögerung von 20 % (Abb. 6). Das Antagonistenrad läuft mit einer Geschwindigkeit von 130 U/min und einer Anpresskraft von 20 N gegen das Probenträgerrad, welches mit 60 U/min im Uhrzeigersinn läuft.

Die Messungen erfolgten für die Befestigungscomposite nach 50.000, 100.000 und 200.000 Zyklen und für die Zemente nach 10.000, 20.000, 50.000 und 100.000 Zyklen. 1 Zyklus entspricht dabei einer Umdrehung des Probenträgers.

Da die Abrasion entscheidend vom Zwischenmedium bestimmt wird, ist das gründlich untersuchte Abrasionsmittel Hydrated Silica RMS 11000015 (Gnauck et al. 2005) für den Versuch verwendet worden. Das Abrasionsmedium bestand aus 50 g dieser Substanz und 200 ml Wasser. Nach jeweils 50.000 U wurde die Suspension ausgetauscht. Die Abrasionsgeometrie in mm², welche im Probenrad nach bestimmter Zeit entstanden ist, wurde mit einem Profilometer (Hommel-Tester T 8000) erfasst und durch ein computergestütztes Programm grafisch dargestellt. Für jeden Werkstoff wurden 3 Prüfkörper hergestellt und je 5 Messungen durchgeführt.

4.3.5 Filmdicke

Zur Bestimmung der Filmdicke wurde eine stecknadelkopfgroße Probe zwischen die zwei zylinderförmigen Stempel (planparallele Hartmetallfläche von 1 cm²) einer modifizierten Elastomereinrichtung des Höppler-Konsistometers eingebracht. Die Stempel werden aufeinander zugeführt. In Abhängigkeit vom Zeitpunkt der Belastung, Größe der Last, Viskosität und Fließvermögen des Werkstoffes, bildet dieser einen Film bestimmter Dicke (Abb. 7).

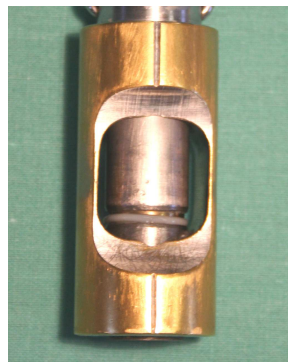


Abb. 7: Material zwischen den beiden Stempeln der Elastomereinrichtung.

Nach 2 min 30 s wird die Apparatur in das Höppler-Konsistometer (37 °C) eingesetzt. Die Elastomereinrichtung wird für 10 min mit 3 kg belastet.

Um einen sinnvollen Vergleich für die Filmdicke mit allen Materialien durchführen zu können (z.B. dünnfließende Composite, thixotrope Composite, verschiedene Zemente), wurden vorher verschiedene Gewichte zwischen 1 und 6 kg getestet und anhand der orientierenden Ergebnisse das Gewicht von 3 kg definitiv festgelegt.

Die Filmdicke ergab sich aus der Differenz der Höhenmessung der Apparatur vor und nach dem Einbringen des Materials. Die Messung erfolgte mit dem Kalibriergerät Feinzeiger 60 μm (Zeiss) (Abb. 8). Insgesamt wurden 3 Bestimmungen pro Material durchgeführt.

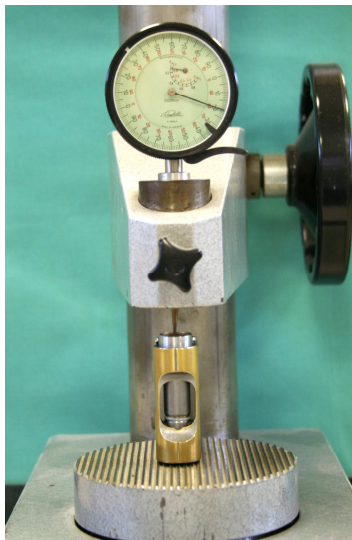


Abb. 8: Kalibriergerät zur Filmdickenmessung zwischen beiden Stempeln.

Bei den thixotropen Compositen Variolink II und Variolink Ultra ist vor der chemischen Aushärtung mit Fingerkraft Druck auf die Versuchsvorrichtung und somit auf das Material ausgeübt worden. Damit sollte die Thixotropie überwunden und die Ultraschallanwendung nachempfunden werden.

4.3.6 Dimensionsverhalten

Das Dimensionsverhalten der Befestigungscomposite und des dualhärtenden Compomers ist mit der Prüfmaschine DMA 7 (Dynamic Mechanical Analyzer) (Perkin Elmer), gemessen worden. Dafür wurde ein Metallring (Höhe 2 mm; Durchmesser 5 mm), mittig auf eine Quarzglasscheibe (Höhe 2 mm; Durchmesser 15 mm) gelegt.

Dieser wurde ohne Lufteinschlüsse mit Composit aufgefüllt. Die Oberfläche wurde glatt gestrichen und mit einer Klarsichtfolie (Durchmesser 4 mm) abgedeckt. Somit wurde die Ausbildung einer Inhibitionsschicht verhindert. Im DMA 7 wurde die Ausgangshöhe der Proben bestimmt, indem ein computergesteuerter Stempel (Durchmesser 5 mm) drucklos auf die Proben glitt. Daraus wurde der Höhenunterschied zur geeichten Quarzplatte und damit die Nullhöhe der Probe berechnet. Es folgte eine Bestrahlung des Composites durch die Unterseite der Quarzplatte für 40 s mit der Elipar Tri Light Lampe (3M ESPE) (Abb. 9). Eine 2minütige Standzeit folgte. Der Stempel hielt die ganze Zeit Kontakt zu dem Prüfkörper.

Während der Versuchsdurchführung wurde die Höhenänderung, infolge Polymerisationsschrumpfung des Materials, durch die zugehörige Software ermittelt. Die Dimensionsänderung (in %) konnte mit der Formel $100 - (h_E \times 100/h_A)$ berechnet werden (h_A - Ausgangshöhe; h_E - Endhöhe). Für jedes Material sind mindestens 7 Messungen durchgeführt worden. Es herrschte eine Raumtemperatur von $22 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$.

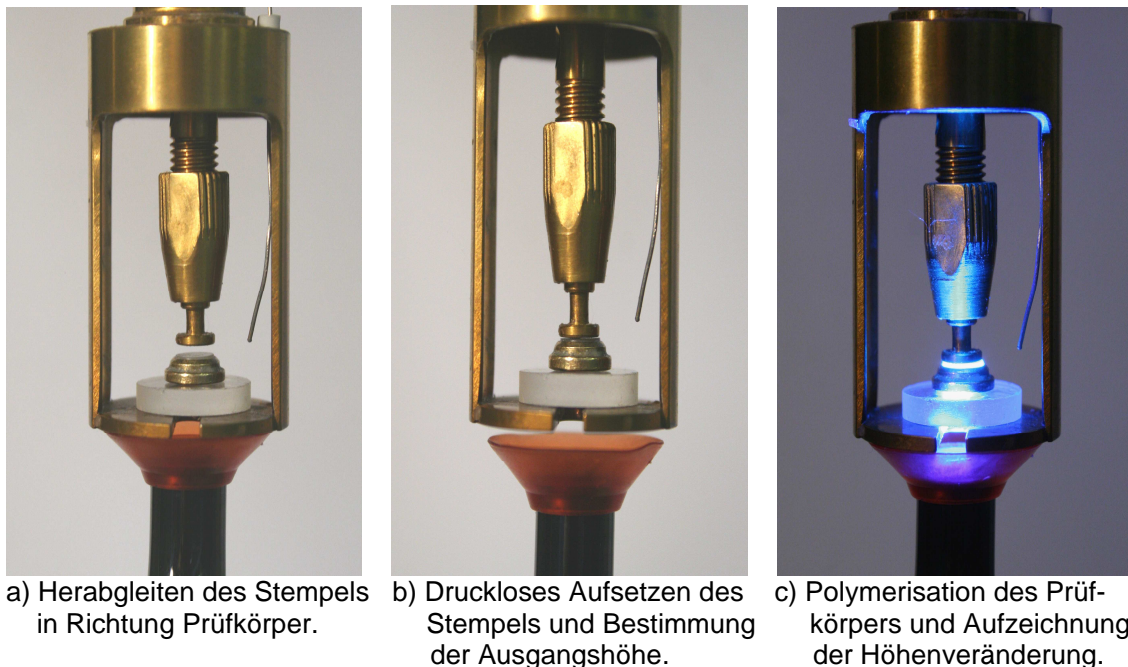


Abb. 9: Versuchsphasen bei der Bestimmung des Dimensionsverhaltens der Composite/ des Compomers.

4.3.7 Haftfestigkeit

Mit Hilfe der Zwick-Universalprüfmaschine 1435 ist die Haftfestigkeit der Composite- und Zementwerkstoffe zum Titan getestet worden. Dabei wurde der Verbundkörper in einer speziellen Abschervorrichtung (Abb. 10) fixiert. Die Scherkraft des Stempels wirkte dabei genau senkrecht zur Achse des anhaftenden Zylinders aus Befestigungswerkstoff. Der Stempel bewegte sich mit einer Vorkraft von 10 N, einem Druck von 0,5 N und einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min, bis der zylinderförmige Prüfkörper vom Titanplättchen abgeschert wurde. Der Trägerbarren wurde vom Stempel nicht berührt. Die Haftfestigkeit des Werkstoffes wurde von der Software aus dem Quotienten der aufzubringenden Scherkraft und der Verbundfläche (jeweils 19,635 mm²) in MPa berechnet.

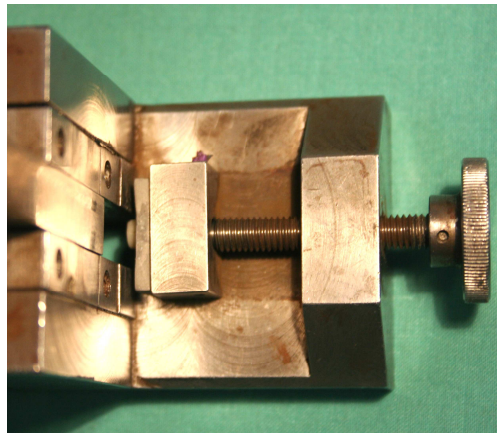


Abb. 10: Prüfkörper in der Einspannvorrichtung zur Messung der Haftfestigkeit.

4.4 Statistische Berechnungen

Aus den Einzelmesswerten wurden der Mittelwert und die Standardabweichung errechnet. Die Prüfung auf signifikante Unterschiede erfolgte mit dem t-Test, wobei als Irrtumswahrscheinlichkeit die Signifikanz $p < 0,01$ festgelegt wurde.

5 Ergebnisse

Die Zahlenwerte sowie die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tabellen 2-37 im Tabellenanhang, auf der beigefügten CD, wiedergegeben.

5.1 Vickers-Härte

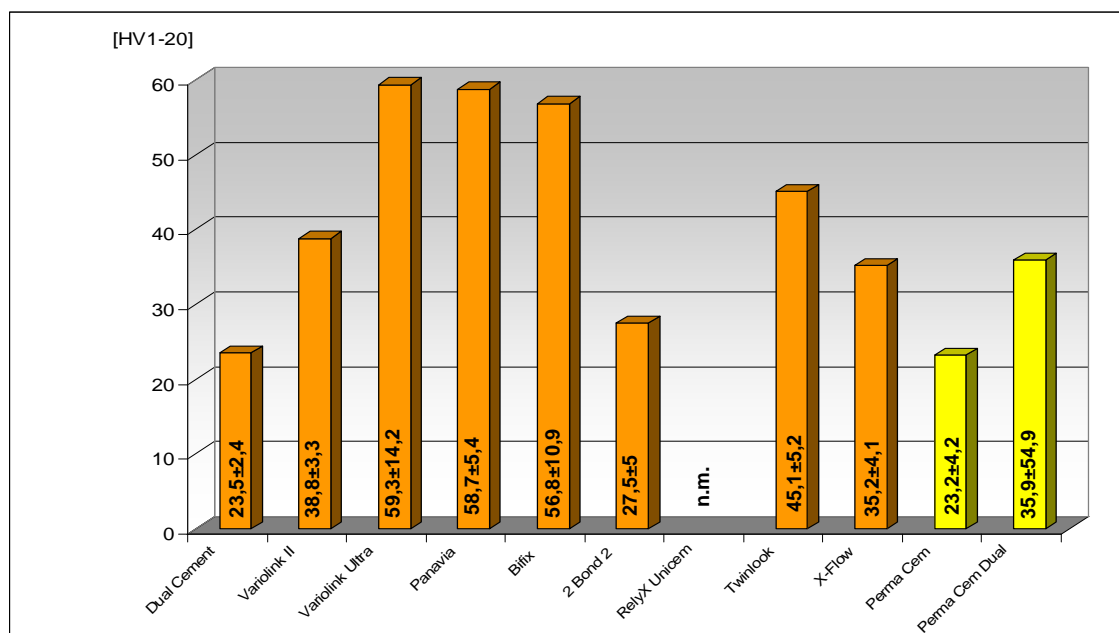


Abb. 11: Vickers-Härte [HV₁₋₂₀] der Composite/ Compomere nach 15 Minuten.

Die Befestigungscomposite (Abb.11) weisen im Vergleich zu den Zementen (Abb. 12) schon nach 15 Minuten eine deutlich höhere Härte auf.

Nach den ersten 15 min werden bei Variolink Ultra, Panavia und Bifix signifikant höhere Härtewerte > 50 als bei den übrigen Befestigungscompositen gemessen (Abb.11). Bei den anderen Compositen ergibt sich folgende absteigende Reihenfolge: Twinlook, Variolink II, X-Flow > 2 Bond 2 > Dual Cement. Das autopolymerisierende Compomer Perma Cem erreicht den gleichen Wert wie Dual Cement, beide schneiden bei den kunststoffbasierten Befestigungsmaterialien am schlechtesten ab. Perma Cem Dual dagegen reiht sich zwischen Variolink II und X-Flow ein und liegt mit einem Wert von 35,9 im Mittelbereich der Composite. RelyX Unicem war für eine aussagekräftige Messung nach 15 Minuten noch zu weich.

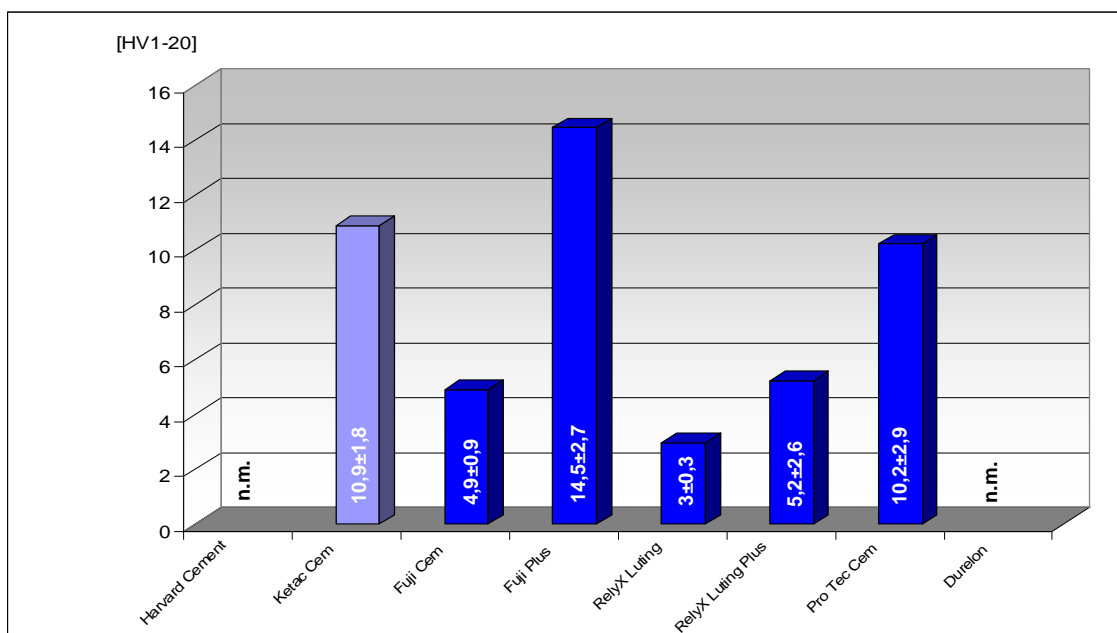


Abb. 12: Vickers-Härte [HV₁₋₂₀] der Zemente nach 15 Minuten.

Auch die Zemente Harvard und Durelon sind nach 15 Minuten noch nicht messbar (Abb. 12). Fuji Plus weist die höchste Vickers-Härte (HV₁₋₂₀ = 14,5) auf. Es folgt Ketac Cem, Pro Tec Cem. Die niedrige Vickers-Härte von RelyX Luting unterscheidet sich signifikant von Fuji Cem und RelyX Luting Plus.

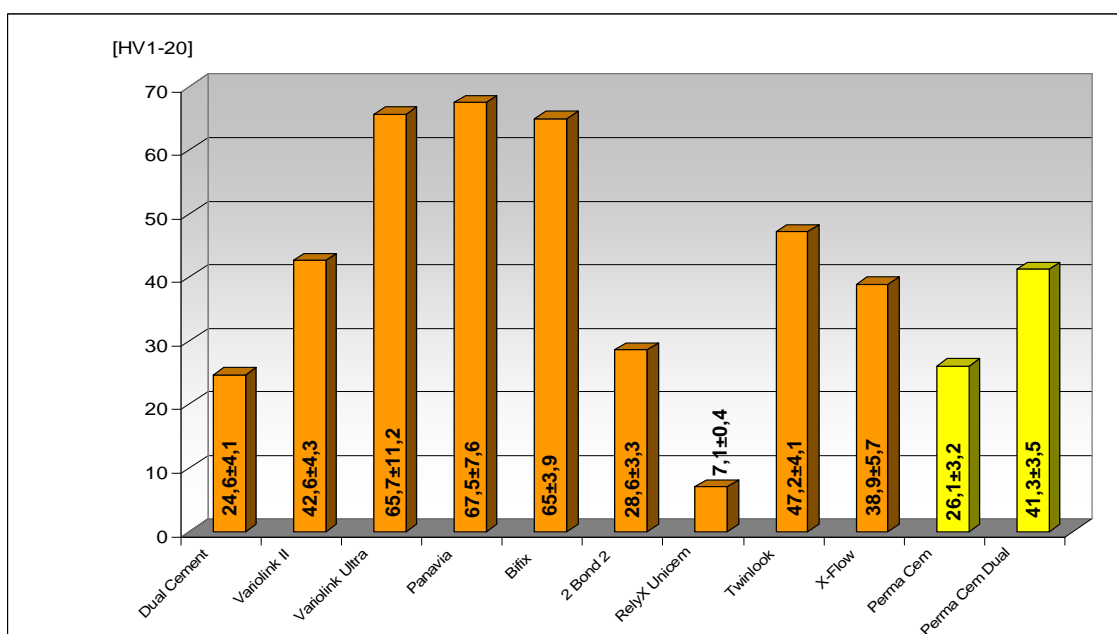


Abb. 13: Vickers-Härte [HV₁₋₂₀] der Composite/ Compomere nach 1 Stunde.

Nach einer Stunde ist es bei allen Werkstoffen möglich, einen Härtewert zu ermitteln. Erneut weisen Variolink Ultra, Panavia und Bifix im Vergleich zu den anderen Materialien die höchste Härte auf (Abb. 13). Fast alle Werkstoffe haben um ca. 10 HV₁₋₂₀ gegenüber 15 min zugenommen. Das Compomer Perma Cem Dual und die Composite X-Flow und Variolink II haben wieder einen ähnlichen Mittelwert. Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen ihnen nach 1 Stunde. Dual Cement, 2 Bond 2 und Perma Cem haben nach einer Stunde gegenüber 15 min kaum an Härte gewonnen. Sie liegen im Bereich der durchschnittlichen Härtewerte der Zemente. Den niedrigsten Wert zeigt nach 1 Stunde das Befestigungscomposit RelyX Unicem.

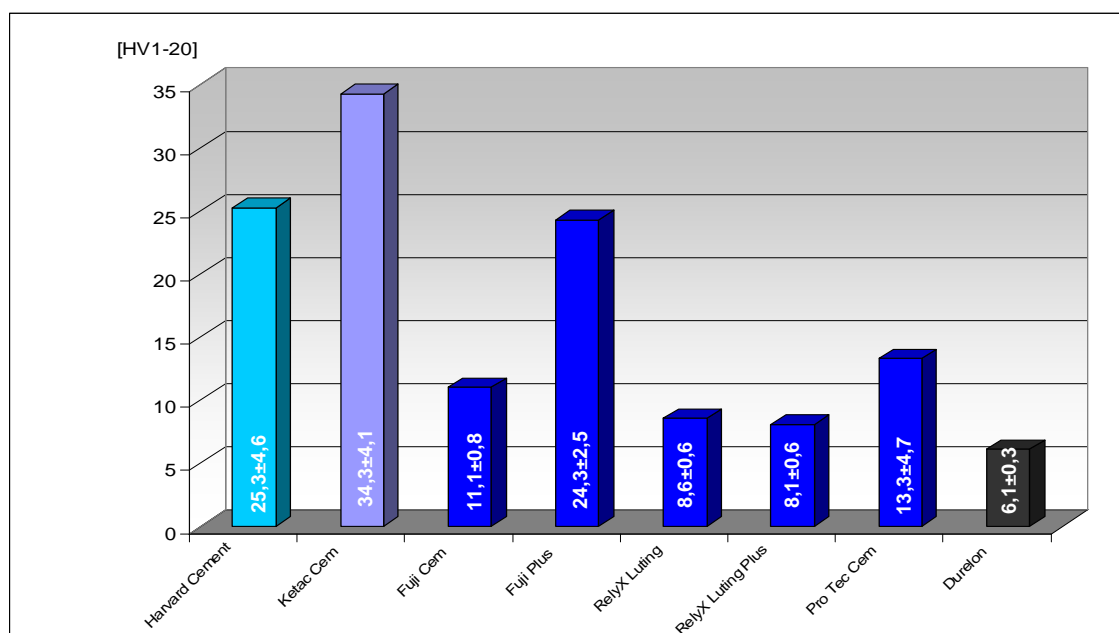


Abb. 14: Vickers-Härte [HV₁₋₂₀] der Zemente nach 1 Stunde.

Harvard Cement > Ketac Cem > Fuji Plus weisen ähnlich gute Härtewerte auf wie die Composite.

Die anderen Hybrid-Glasionomerezemente wie Fuji Cem > RelyX Luting und RelyX Luting Plus haben einen Härtewert von ungefähr 10 HV₁₋₂₀ (Abb. 14). Der Polycarboxylatzement Durelon zeigt den geringsten Härtewert.

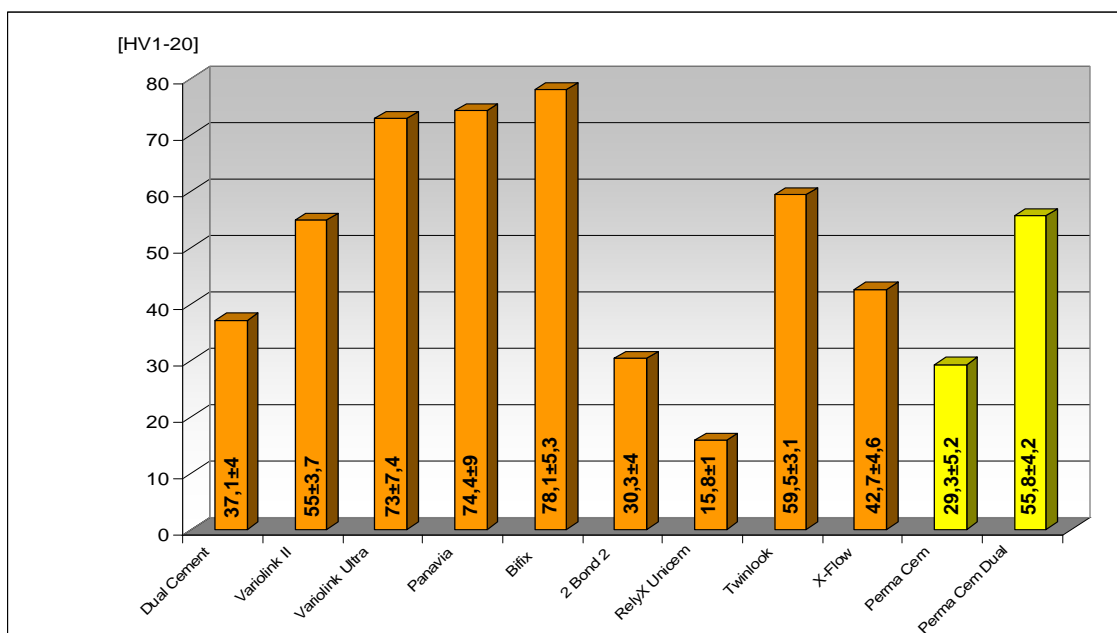


Abb. 15: Vickers-Härte [HV₁₋₂₀] der Composite/ Compomere nach 24 Stunden.

Die Vickers-Härte ist kontinuierlich angestiegen. Wiederum haben fast alle Composite ca. 10 HV₁₋₂₀ gegenüber 1 Stunde zugenommen. Die absteigende Reihenfolge der Composite lautet: Bifix, Panavia, Varolink Ultra > Twinlook > Variolink II > X-Flow > Dual Cement > 2 Bond 2 > RelyX Unicem (Abb. 15). Letztgenanntes schneidet im Vergleich aller Materialien mit einem Wert von 15,8 HV₁₋₂₀ am schlechtesten ab.

Bei den Compomeren besitzt das dualhärtende Perma Cem nach 24 Stunden eine bedeutend höhere Härte, als das autopolymerisierende Perma Cem. Dieses Compomer und das Composit 2 Bond 2 zeigen innerhalb eines Tages eine sehr geringe Härtezunahme.

Ein deutlicher Härteanstieg gegenüber 1 Stunde ist besonders bei den konventionellen- und Hybrid-Glasionomerezementen nach 24 Stunden erkennbar. Die Vickers-Härte ist auch bei den Zementen im Schnitt bis um ein 10faches gegenüber den ersten 15 min erhöht. Bei RelyX Luting hat sich der Wert um ein 13faches gesteigert. Nach 1 Tag erreichen manche Zemente (Fuji Plus, RelyX Luting Plus > Durelon) einen Härtewert wie das Compomer Perma Cem oder die Befestigungscomposite Dual Cement bzw. 2 Bond 2. Ketac Cem erreicht von den Zementen den

höchsten Wert, der im Bereich der drei besten Composite (Variolink Ultra, Panavia und Bifix) liegt. Fuji Cem und Pro Tec Cem haben den niedrigsten HärteWert für die Zemente, liegen dennoch höher als RelyX Unicem (Abb. 16).

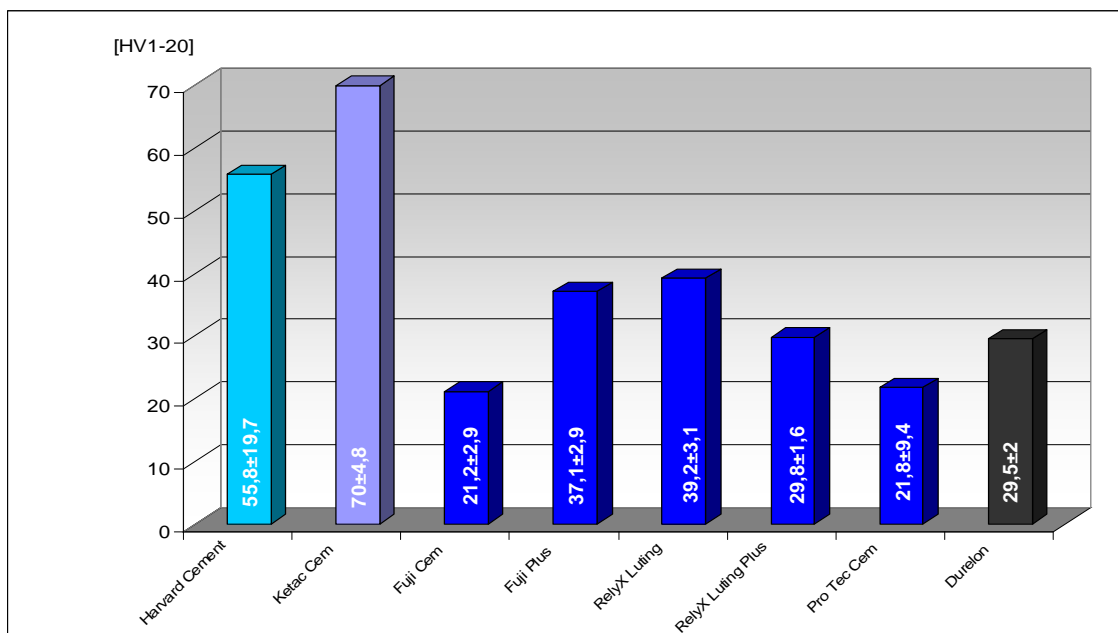


Abb. 16: Vickers-Härte [HV₁₋₂₀] der Zemente nach 24 Stunden.

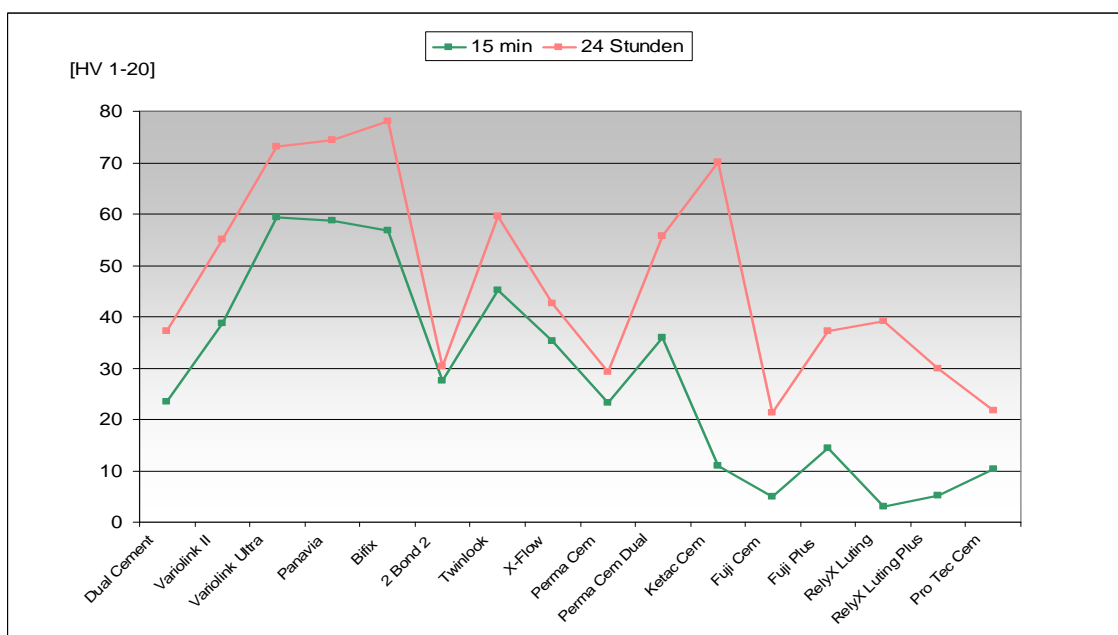


Abb. 17: Vickers-Härte [HV₁₋₂₀] der Composite/ Compomere und Zemente nach 15 min und 24 Stunden. Ausgenommen sind RelyX Unicem, Harvard Cement und Durelon.

Seit den ersten 15 Minuten zeigen Variolink Ultra, Panavia und Bifix die vergleichsweise höchste Härte. Dabei stellt Bifix mit einem Wert von $HV_{1-20} = 78$ das härteste Material nach 24 Stunden dar (Abb. 17).

Es folgen in absteigender Reihenfolge Ketac Cem > Twinlook, Perma Cem Dual, Variolink II > X-Flow, RelyX Luting, Fuji Plus, Dual Cement > 2 Bond 2, RelyX Luting Plus, Perma Cem, Pro Tec Cem, Fuji Cem.

2 Bond 2 und Perma Cem haben innerhalb eines Tages gegenüber 15 min kaum an Härte gewonnen und schneiden im Vergleich zu den anderen Compositen schlecht ab.

Eine deutliche Härtezunahme innerhalb von 24 Stunden ist besonders bei den Zementen zu erkennen. In den ersten 15 Minuten sind die Härtewerte noch nicht befriedigend, aber nach 1 Tag, zumindestens bei Ketac Cem, sehr zufrieden stellend.

5.2 Biegefestigkeit

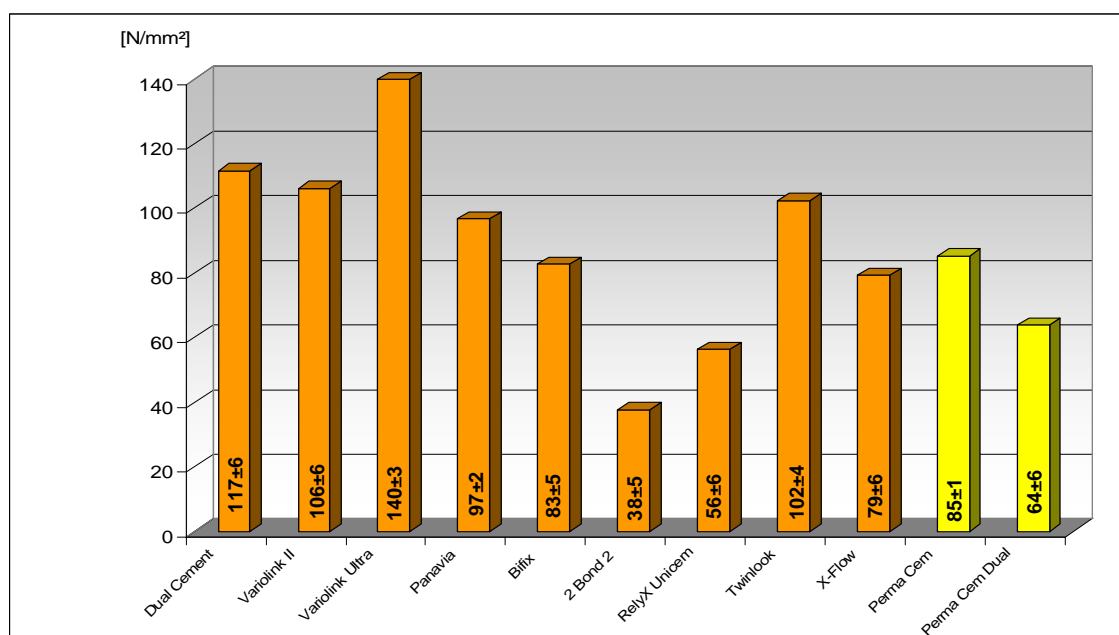


Abb. 18: Biegefestigkeit [N/mm²] der Composite/ Compomere nach 24 Stunden Lagerung in der feuchten Kammer.

Die Befestigungscomposite und die Compomere weisen Werte zwischen 60 und 100 N/mm² auf (Abb. 18). In abfallender Reihenfolge sind zu nennen: Dual Cement, Variolink II, Twinlook, Panavia > Perma Cem, Bifix, X-Flow > Perma Cem Dual. Eine Ausnahme bildet das Material Variolink Ultra mit 140 N/mm². Dagegen liegt eine deutlich geringere Biegefestigkeit bei RelyX Unicem und besonders bei 2 Bond 2 vor.

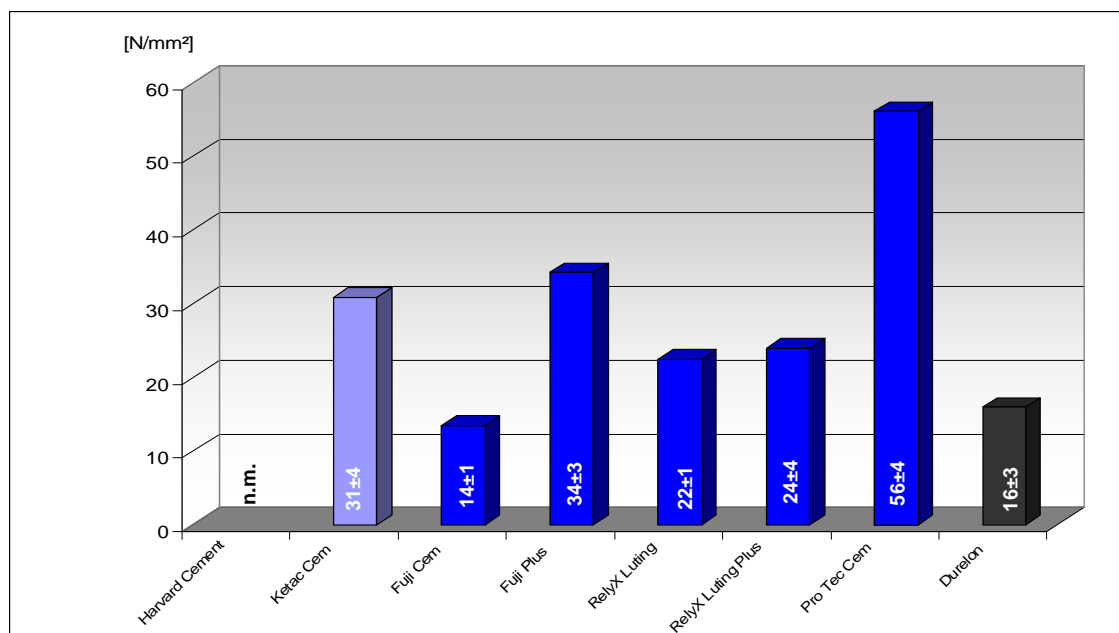


Abb. 19: Biegefestigkeit [N/mm²] der Zemente nach 24 Stunden Lagerung in der feuchten Kammer.

Alle Zemente haben eine deutlich niedrigere Biegefestigkeit als die Befestigungscomposite nach 1tägiger Lagerung in der feuchten Kammer bei 37 °C (Abb. 19). Harvard Cement erzielt keinen Messwert, da er bereits unter Vorlast zu Beginn der Messung zerbrach. Die Zemente Ketac Cem und Fuji Plus liegen mit einem Mittelwert > 30 N/mm² über denen von RelyX Luting Plus, RelyX Luting > Fuji Cem und Durelon.

Anders verhält sich Pro Tec Cem, dieser erreicht mit 56 N/mm² denselben Mittelwert wie das Befestigungscomposit RelyX Unicem und einen besseren als 2 Bond 2. Er kann somit als bester Zement bezüglich der Biegefestigkeit bewertet werden.

5.3 Druckfestigkeit

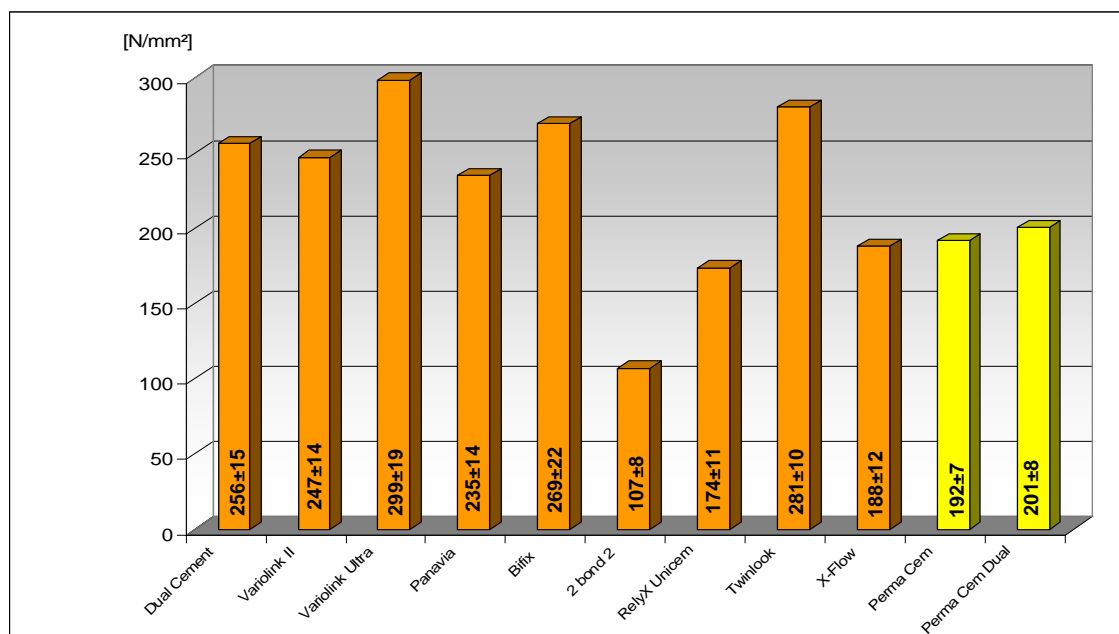


Abb. 20: Druckfestigkeit [N/mm²] der Composite/ Compomere nach 24 Stunden Lagerung in der feuchten Kammer.

Variolink Ultra, Bifix und Twinlook tolerieren nach 24stündiger Lagerung in der feuchten Kammer bei 37 °C signifikant stärkere Druckbelastungen als die übrigen Befestigungscomposite (Abb. 20). Für diese ergibt sich folgende absteigende Reihenfolge: Dual Cement, Variolink II, Panavia.

Es folgen die beiden Compomere und X-Flow. Eine erheblich geringere Druckfestigkeit zeigen RelyX Unicem und vor allem 2 Bond 2, mit einem Mittelwert von 107 N/mm².

Die Zemente erzielen geringere Druckfestigkeitswerte als die Befestigungscomposite. Aber Ketac Cem, Fuji Plus und Pro Tec Cem erreichen Mittelwerte, die höher sind als das Befestigungscomposit 2 Bond 2.

Es folgen in absteigender Reihenfolge die Zemente RelyX Luting, RelyX Luting Plus und Harvard Cement. Die vergleichsweise geringste Druckfestigkeit nach 24 Stunden ist bei Fuji Cem und Durelon festzustellen (Abb. 21).

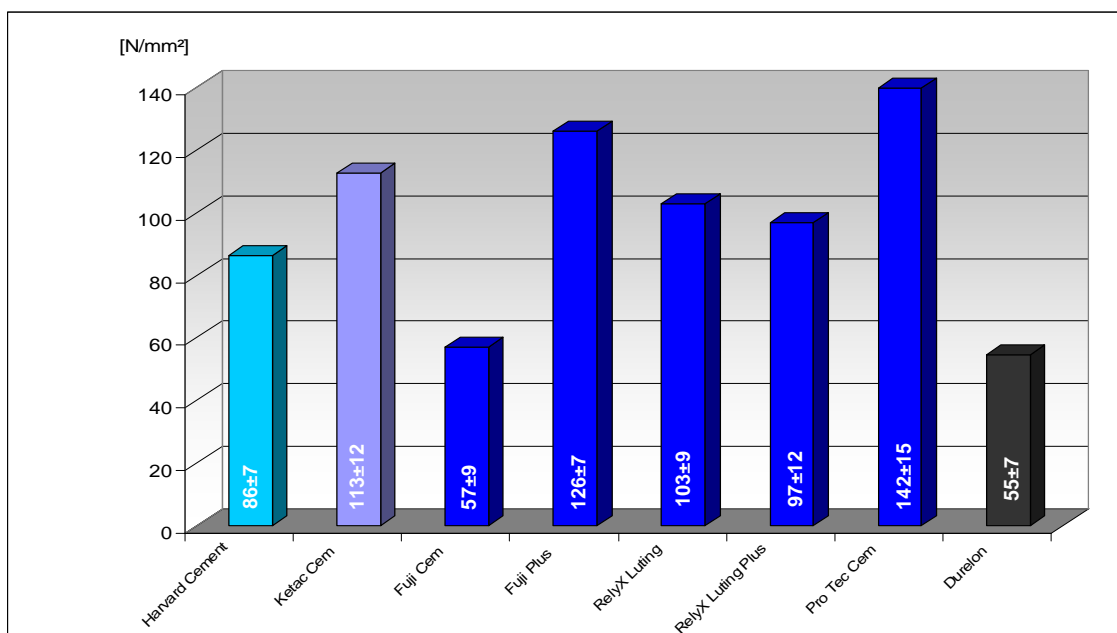


Abb. 21: Druckfestigkeit [N/mm²] der Zemente nach 24 Stunden Lagerung in der feuchten Kammer.

5.4 Abriebresistenz

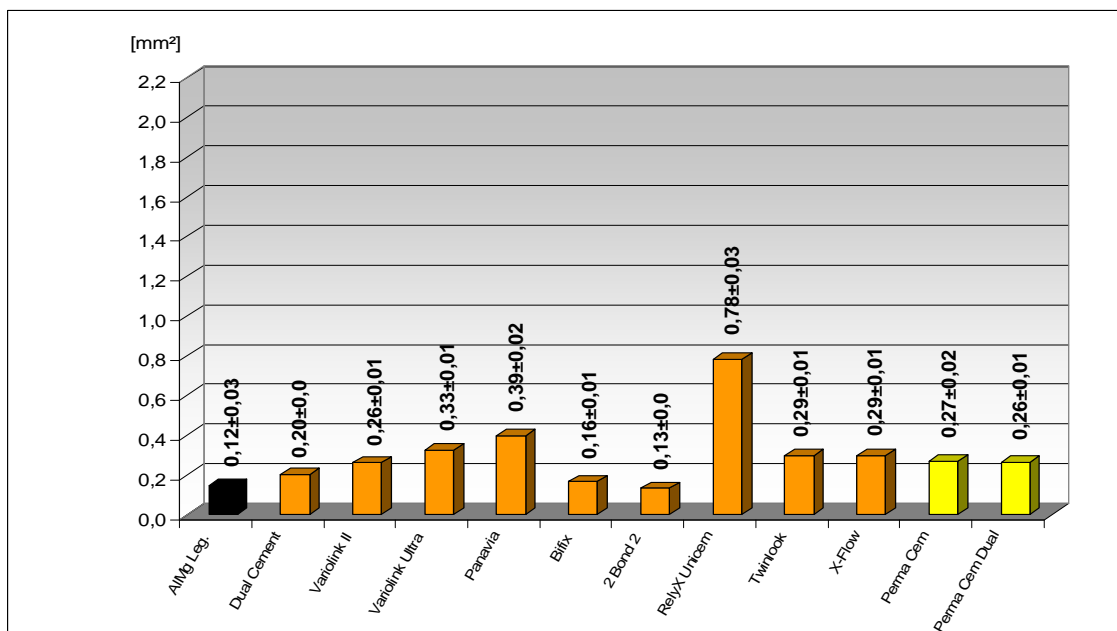


Abb. 22: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Composite/ Compomere nach 50.000 U im ACTA Versuch. Zum Vergleich dient die AllMg Leg.

Bei der Verschleißfestigkeit der Befestigungscomposite/-compomere sind bereits nach 50.000 U deutliche Unterschiede zu erkennen (Abb. 22). Den stärksten Abrieb erfährt RelyX Unicem mit $0,78 \text{ mm}^2$. Dagegen befinden sich die anderen Werkstoffe in einem Bereich unterhalb $0,4 \text{ mm}^2$. In absteigender Reihenfolge und damit abriebfester sind zu nennen: Panavia > Variolink Ultra > X-Flow, Twinlook, die beiden Compomere Perma Cem, Perma Cem Dual, Variolink II > Dual Cement. Einen geringen Abrieb weisen Bifix und 2 Bond 2 auf, sie befinden sich wie das Referenzmaterial (AlMg Legierung) bei einem Wert von $0,15 \text{ mm}^2$.

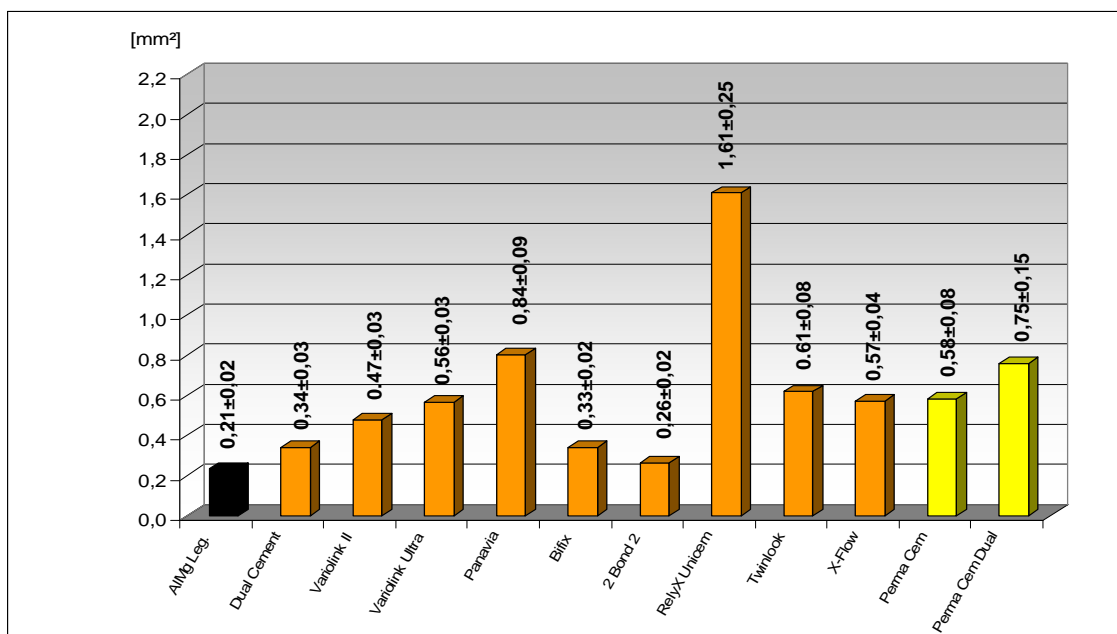


Abb. 23: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Composite/ Compomere nach 100.000 U im ACTA Versuch. Zum Vergleich dient die AlMg Leg.

Mit zunehmender Anzahl der Umdrehungen steigt natürlich der Abrieb. Bei doppelter Umdrehungszahl von 100.000 U hat sich auch die Abrasionsfläche bei allen Werkstoffen verdoppelt. RelyX Unicem zeigt nach 100.000 U den höchsten Materialabtrag von $1,6 \text{ mm}^2$. Absteigend folgen Panavia, Perma Cem Dual, Twinlook, Perma Cem, X-Flow, Variolink Ultra > Variolink II > Dual Cement. Der Mittelwert der AlMg Legierung liegt mit $0,23 \text{ mm}^2$ zwischen den beiden besten Compositen Bifix und 2 Bond 2 (Abb. 23).

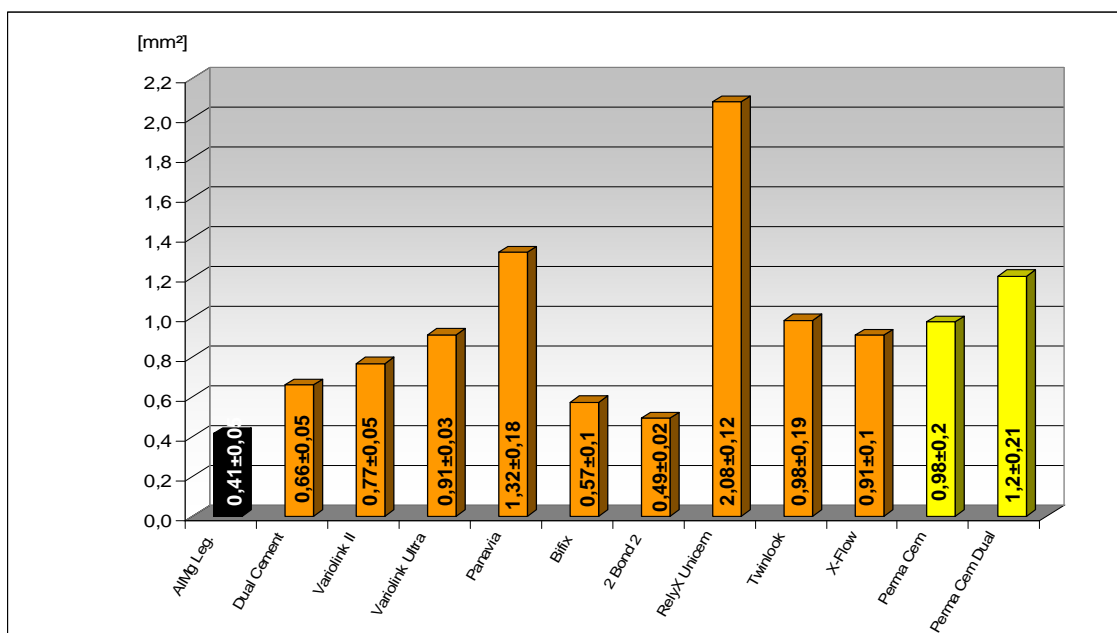


Abb. 24: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Composite/ Compomere nach 200.000 U im ACTA Versuch. Zum Vergleich dient die AlMg Leg.

Bei Erhöhung auf 200.000 U nimmt der Substanzverlust weiter erheblich zu. Den signifikant höchsten Abrieb weist wieder RelyX Unicem auf. Die Reihenfolge der übrigen Composite lautet: Panavia, Perma Cem Dual, Twinlook, Perma Cem, Variolink Ultra, X-Flow > Variolink II > Dual Cement (Abb. 24). Die Abrasionsfläche nimmt bei 200.000 U gegenüber 100.000 U nicht um das Doppelte zu, sondern alle Werkstoffe haben einen ungefähr gleichen zusätzlichen Abrieb von 0,3 mm² erfahren. Wieder ist bei Bifix und 2 Bond 2 der geringste Abrieb der Composite/ Compomere festzustellen. Den niedrigsten Mittelwert der Abrasionsfläche hat die AlMg Legierung.

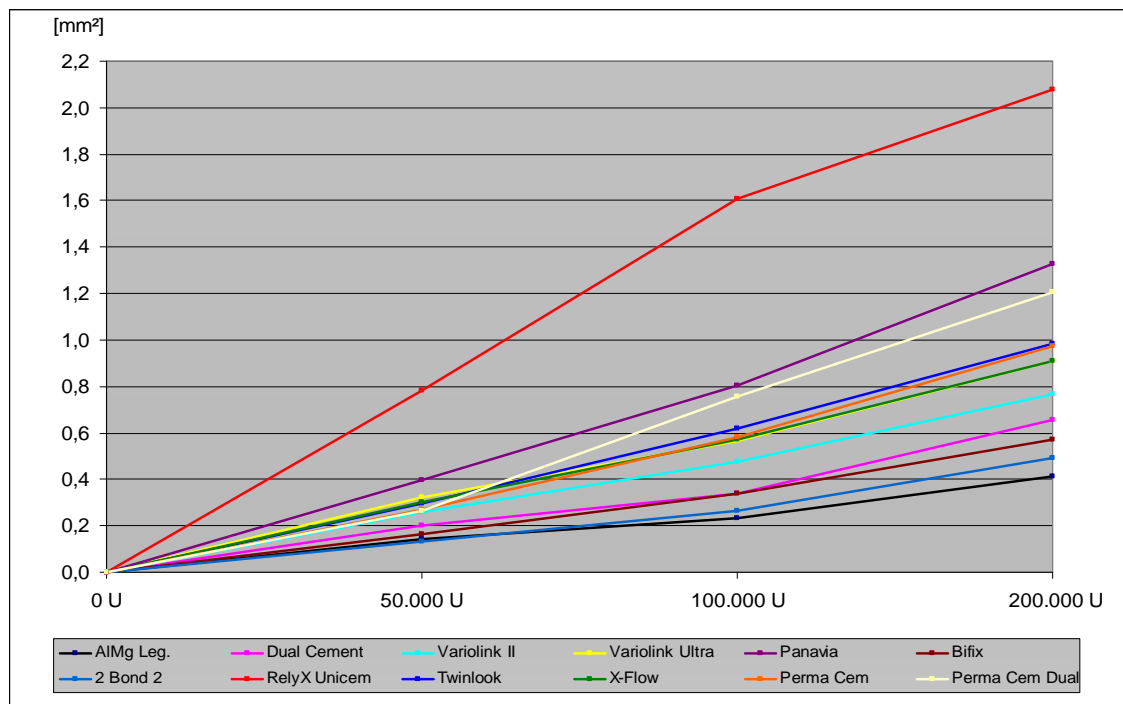


Abb. 25: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Composite/ Compomere im Vergleich 50.000 U und 200.000 U.

Den größten Abrieb erfährt von Anfang an RelyX Unicem. Er ist etwa mehr als doppelt so hoch wie bei den meisten anderen Compositen (Abb. 25). Bei jedem Material nimmt der Abrieb ungefähr proportional mit zunehmender Umdrehungszahl zu. Bei Panavia und Perma Cem Dual tritt allerdings, im Gegensatz zu den anderen Materialien, nach 200.000 Zyklen ein überproportionaler Substanzverlust von ca. 1 mm² auf. Bifix und 2 Bond 2 zeigen von Anfang an den kleinsten Abrieb, der sich nicht überproportional vergrößert.

Die AIMg Legierung dient auch bei den Zementen als Vergleichsmaterial. Sie zeigt einen deutlich geringeren Werkstoffabtrag als die Zemente (Abb. 26).

Nach einer Umdrehungszahl von 10.000 ist der Verschleiß der AIMg Legierung vergleichsweise am geringsten. Während Pro Tec Cem den niedrigsten und Ketac Cem > RelyX Luting Plus > Fuji Cem > Fuj Plus, Harvard sowie RelyX Luting einen deutlich höheren Substanzabtrag aufweisen, zeigt der Polycarboxylatzement Durelon den höchsten Materialverschleiß.

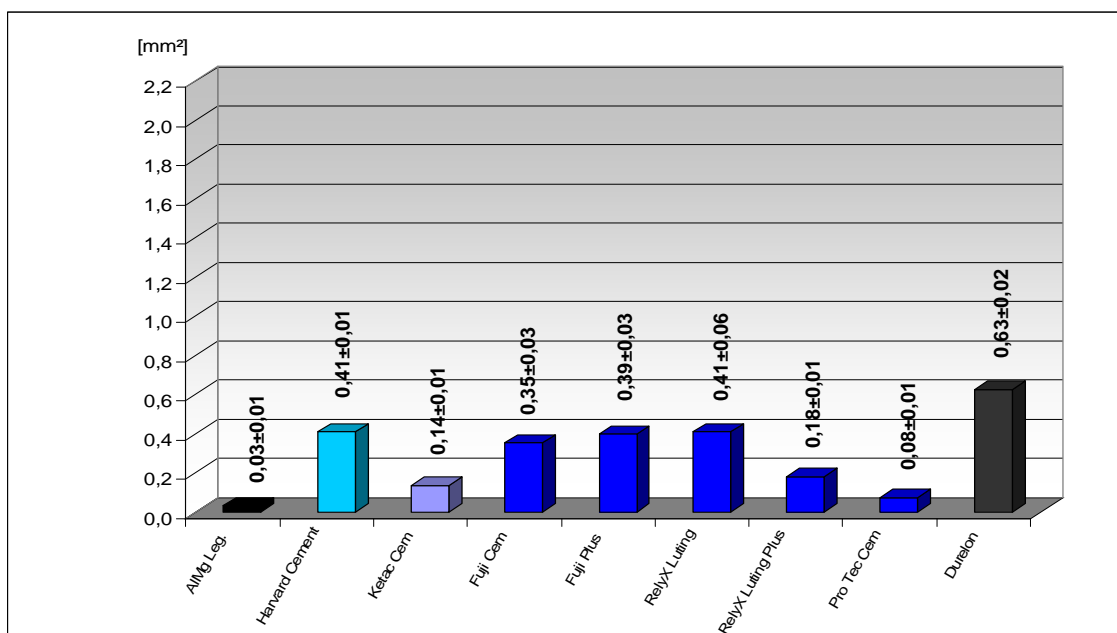


Abb. 26: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Zemente nach 10.000 U im ACTA Versuch. Zum Vergleich dient die AIMg Leg.

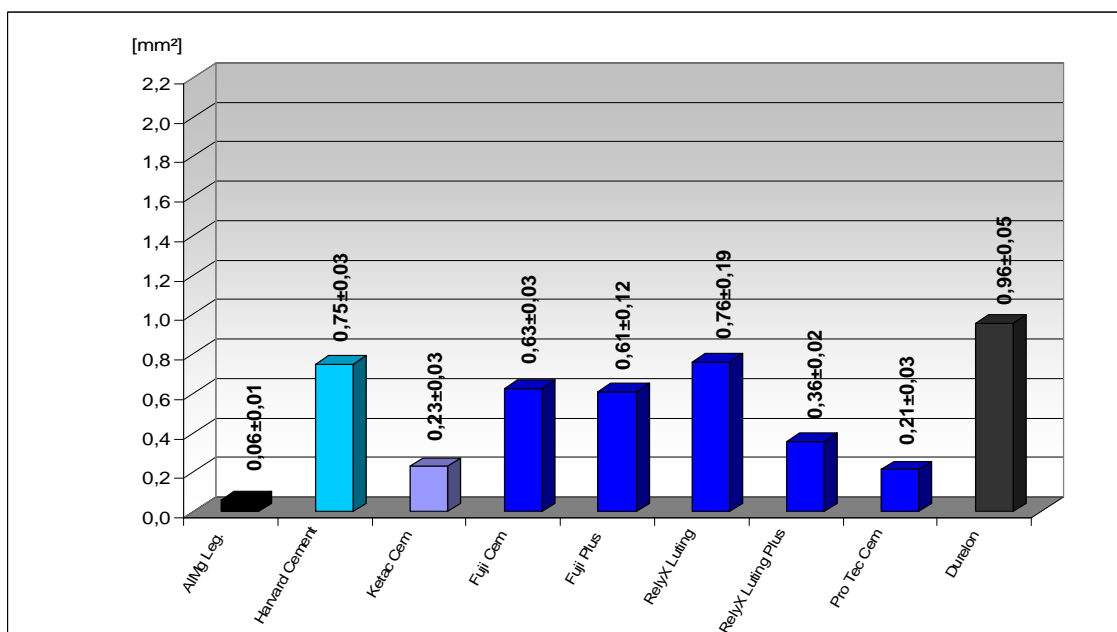


Abb. 27: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Zemente nach 20.000 U im ACTA Versuch. Zum Vergleich dient die AIMg Leg.

Den größten Verlust zeigt nach 20.000 U wieder Durelon mit fast 1 mm². Es folgen mit einem signifikanten Unterschied RelyX Luting und der Zinkoxidphosphatzement Harvard. Diesem schließen sich die Mittelwerte von Fuji Cem, Fuji Plus > RelyX Luting Plus > Ketac Cem in fallender Reihenfolge an (Abb. 27). Der geringste Substanzabrieb wird bei Pro Tec Cem ermittelt. Allerdings ist dieser Mittelwert immer noch um das 3,5fache höher als der des Vergleichsmaterials.

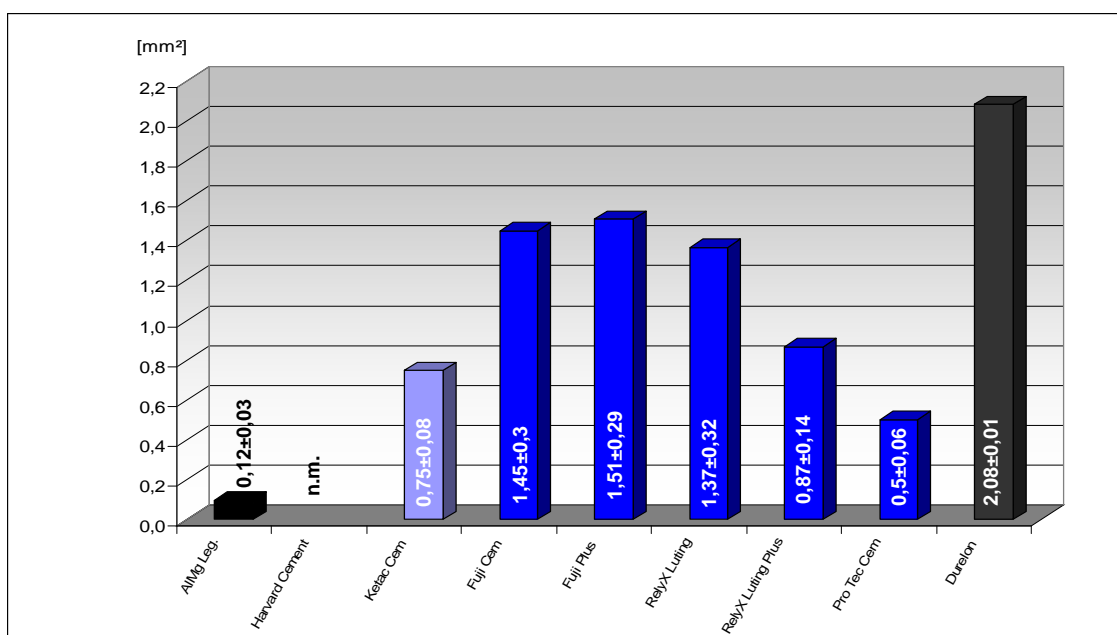


Abb. 28: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Zemente nach 50.000 U im ACTA Versuch. Zum Vergleich dient die AlMg Leg.

Bei Harvard Cement kann nach 50.000 U kein Ergebnis mehr ermittelt werden, da der Abrieb zu groß war und das Material sich aus der Vorrichtung löste. Als abriebfestestes Material zeigt sich wieder Pro Tec Cem. Ketac Cem, RelyX Luting Plus > RelyX Luting weisen einen höheren Abrieb auf. Fuji Cem und Fuji Plus unterscheiden sich nicht signifikant in ihrem Mittelwert und zeigen einen noch höheren Abrieb als die vorangenannten Produkte (Abb. 28). Durelon mit 2 mm² Querschnittsfläche der Abrasionsspur weist wiederum den stärksten Materialabrieb auf. Die AlMg Legierung hat einen geringen Abrieb von zusätzlich 0,04 mm² erfahren. Dieser jetzige Mittelwert ist um das 20fache geringer als der von Durelon.

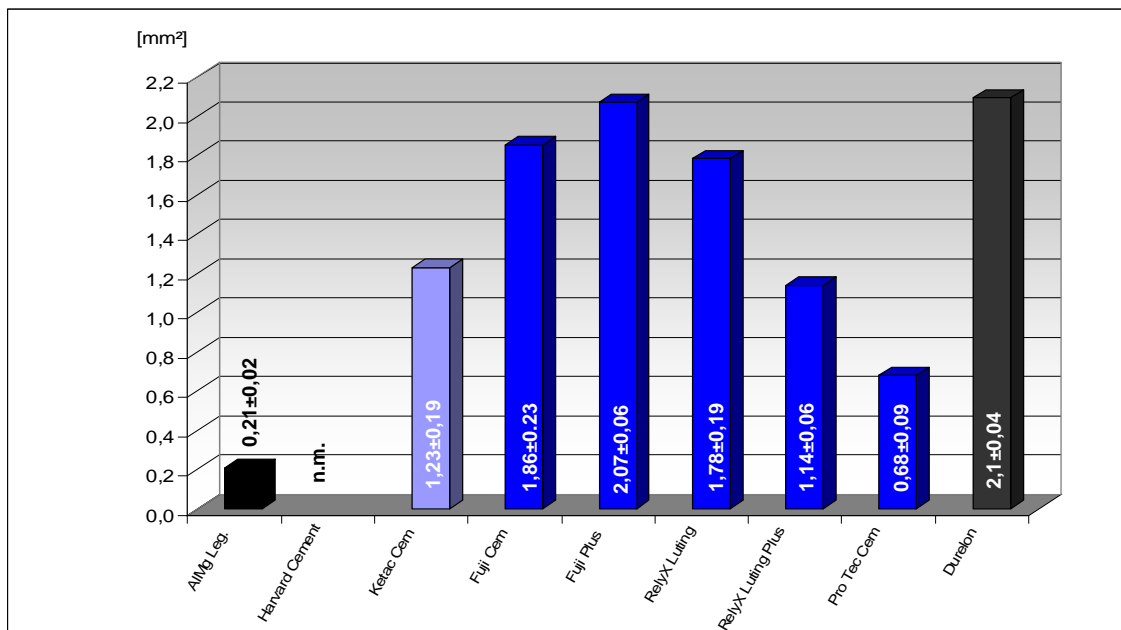


Abb. 29: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Zemente nach 100.000 U im ACTA Versuch. Zum Vergleich dient die AlMg Leg.

Nach 100.000 U hat sich der Verschleiß von Durelon gegenüber dem nach 50.000 U kaum verändert. Der Hybrid-Glasionomerzement Fuji Plus erfährt einen Abrieb ähnlich dem des Polycarboxylatzementes bei einem Wert von 2,1 mm². Auch Fuji Cem und RelyX Luting weisen mit einem um 0,4 mm² größeren Substanzabtrag als nach 50.000 U, einen erhöhten Verschleiß auf. Pro Tec Cem ist von den Zementen auch nach 100.000 U das Material mit dem geringsten Abrieb, gefolgt von RelyX Luting Plus und Ketac Cem (Abb. 29). Das Referenzmaterial hat nach 100.000 U mit fast 0,2 mm² Querschnittsfläche den geringsten Abrieb erfahren. Es ist seit Beginn der Abriebbeanspruchung eine proportionale Zunahme der Querschnittsfläche der AlMg Legierung zur Anzahl der Umdrehungen erkennbar.

Seit Beginn des ACTA Versuches zeigt Pro Tec Cem den geringsten Substanzverlust (Abb. 30). Bei Fuji Plus erhöht sich der Abrieb mit zunehmender Umdrehung überproportional. Nach 100.000 U ist ein Materialdefizit von über 2 mm² Querschnittsfläche zu verzeichnen, genau wie bei Durelon. Doch der Polycarboxylatzement erfährt bereits seit Anfang der Messungen einen hohen Abrieb.

Harvard Cement ermöglicht nach schon anfänglich großem Materialschwund bei mehr als 100.000 U keine Messungen mehr.

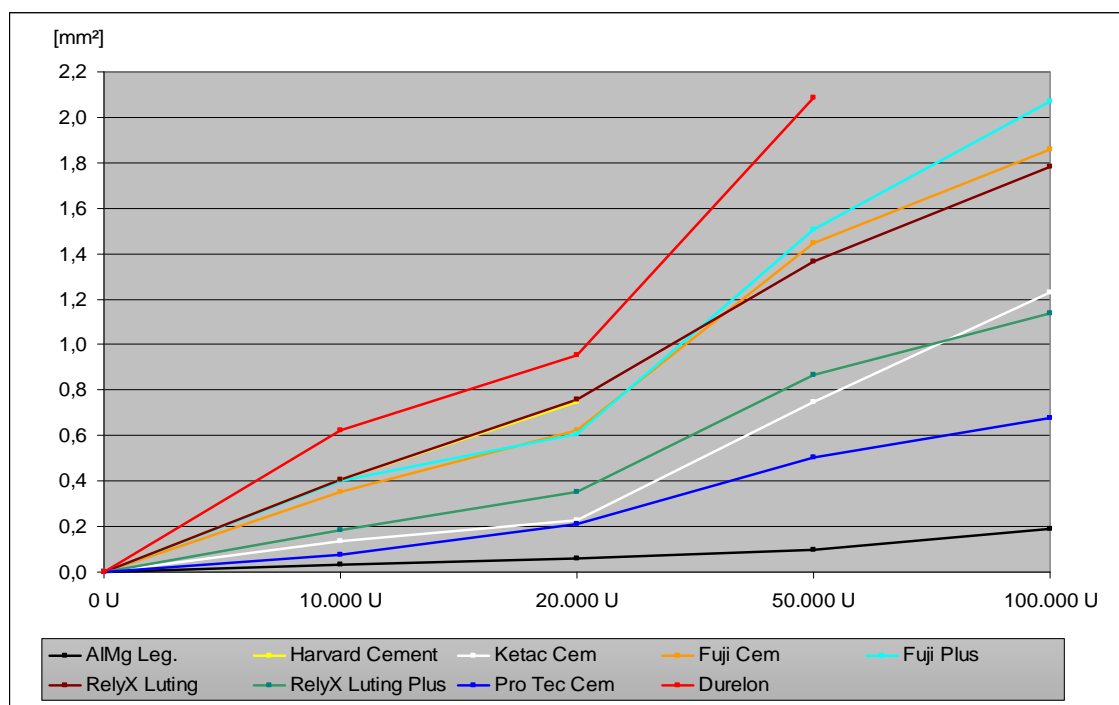


Abb. 30: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Zemente im Vergleich 10.000 U und 100.000 U.

Um einen Vergleich von Zementen und Befestigungscompositen durchführen zu können, sind in Abb. 31 und 32 alle Materialtypen grafisch dargestellt.

Die Zemente erfahren einen deutlich höheren Abrieb als die Composite/ Compomere. Während nach 50.000 U der Zement Durelon einen Abrieb von 2 mm² Querschnittsfläche zeigt, befindet er sich bei den anderen Zementen im Bereich zwischen 0,5 und 1,5 mm². Alle Befestigungscomposite/ Compomere zeigen demgegenüber deutlich geringere Werte unterhalb 0,5 mm². Das Composit RelyX Unicem bildet eine Ausnahme. Es ordnet sich im mittleren Bereich der Zemente ein. Bis auf 2 Bond 2 ist der Abrieb der AIMg Legierung mit 0,12 mm² Querschnittsfläche von allen Materialien am geringsten.

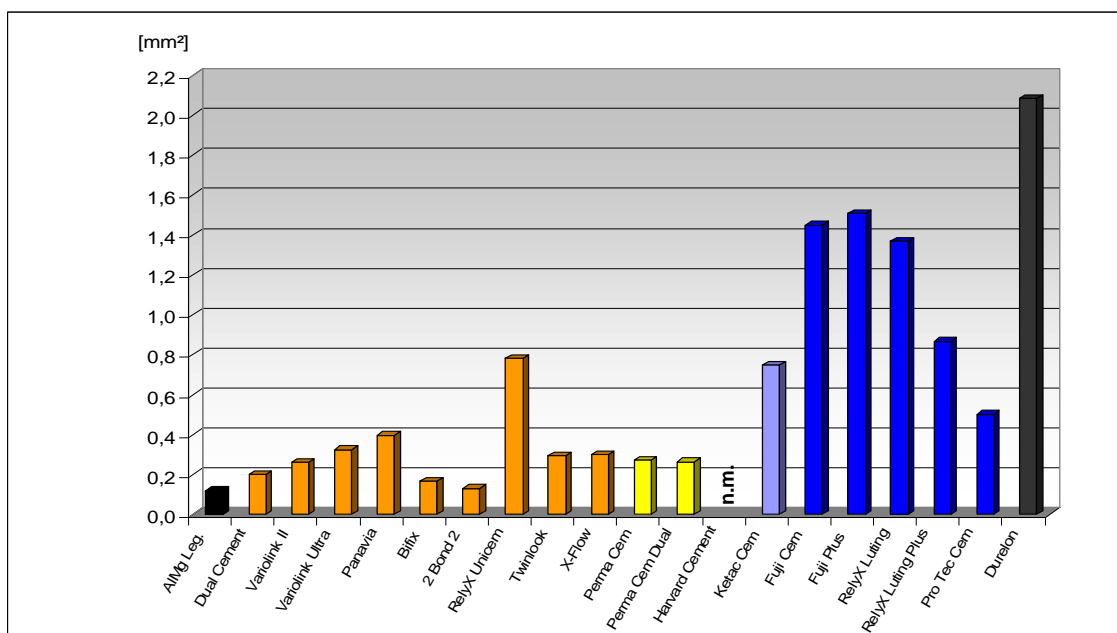


Abb. 31: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Composite/ Compomere und Zemente nach 50.000 U im ACTA Versuch. Zum Vergleich dient die AIMg Leg.

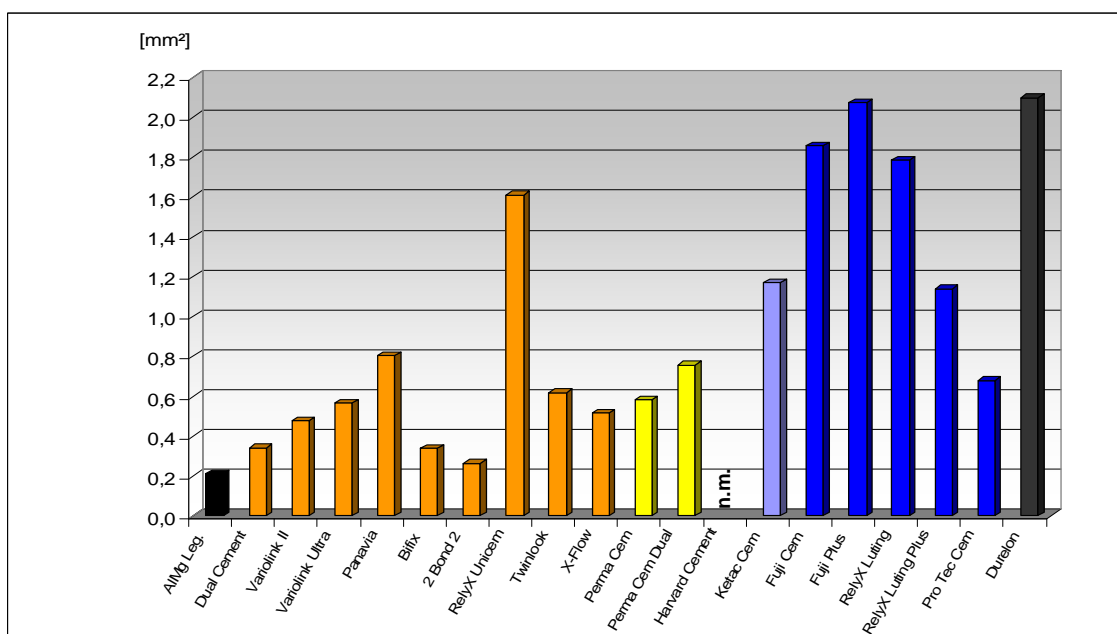


Abb. 32: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Composite/ Compomere und Zemente nach 100.000 U im ACTA Versuch. Zum Vergleich dient die AIMg Leg.

Nach einer weiteren Abriebbelastung von 50.000 U liegen die Querschnittsflächen der Abrasionsspuren bei den Compositen, mit Ausnahme von RelyX Unicem, unterhalb von 0,8 mm² (Abb. 32). Die Zemente lassen einen signifikant höheren Verschleiß von mindestens 1 mm² erkennen. Ausgenommen ist der Hybrid-Glasionomierzement Pro Tec Cem, dieser weist nach 100.000 U eine bessere Abriebresistenz als das Composit Panavia und das Compomer Perma Cem Dual auf. Die AlMg Legierung erfährt nach 100.000 U im Vergleich zu den Compositen und Zementen den geringsten Abrieb.

5.5 Filmdicke

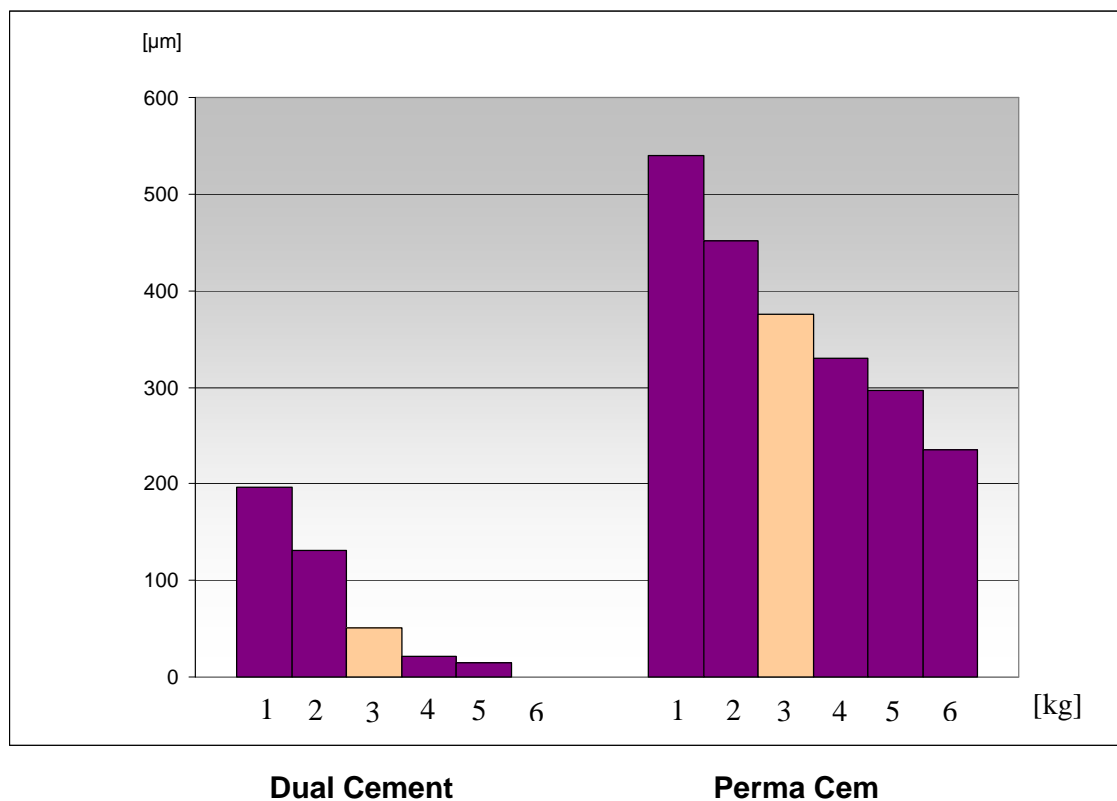


Abb. 33: Filmdicke [µm] nach der Krafteinwirkung von 1,2,3,4,5,6 kg nach der Autopolymerisation.

Um einen ausgewogenen Vergleich der Filmdicken bei den grundsätzlich sehr unterschiedlichen Kunststoffen und Zementen zu erhalten, wurden Vorversuche mit Gewichten von 1 bis 6 kg an Dual Cement und Perma Cem durchgeführt (Abb. 33). 1 Kilogramm war zu leicht und erbrachte zu hohe Filmdickenwerte. Bei einem Gewicht von 6 kg entstanden bei den Compositen insgesamt zu kleine Werte, die eine Differenzierung dieser Composite nicht zulässt. Nach mehreren Messungen wurde deshalb das mittlere Gewicht von 3 kg festgelegt, um zwischen den Werkstoffen aussagekräftige Unterschiede zu erhalten.

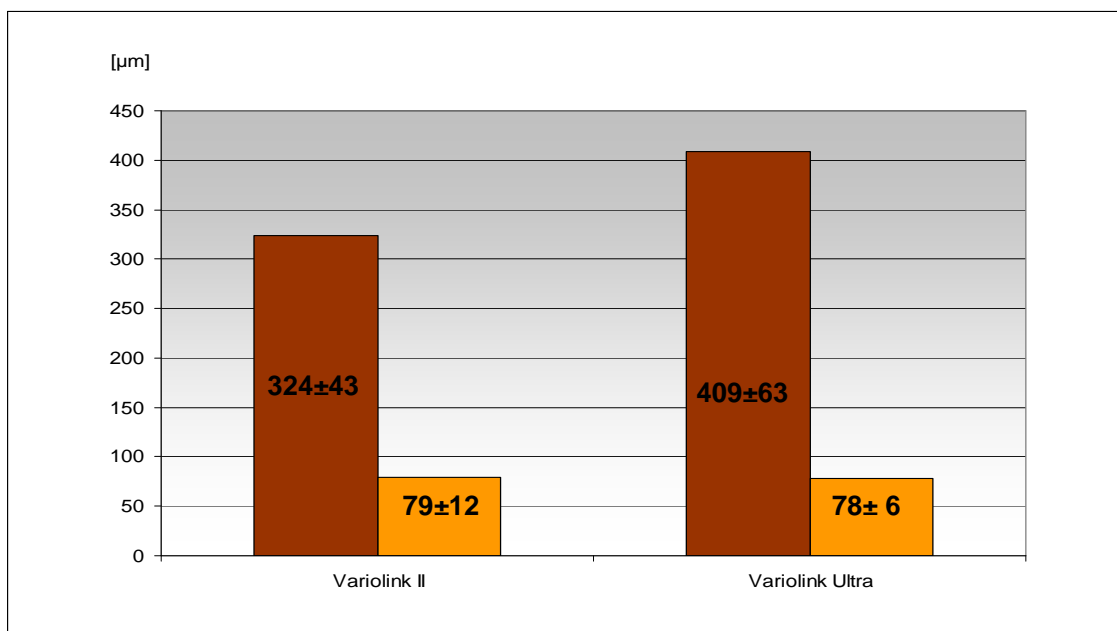


Abb. 34: Filmdicke [µm] zweier Composite **ohne** und **mit** manueller Krafteinwirkung vor der Autopolymerisation.

Die thixotropen Composite Variolink Ultra und Variolink II zeigen ohne Krafteinwirkung vor der Autopolymerisation sehr hohe Filmdicken. Der manuelle Druck auf beide Materialien verursacht eine deutlich geringere Filmdicke (Abb. 34). Der Materialfilm konnte um ein 4faches bei Variolink II bzw. ein 5faches bei Variolink Ultra verringert werden. Trotzdem erreichen beide Materialien noch nicht die geringen Filmdicken wie die anderen Composite (Abb. 35).

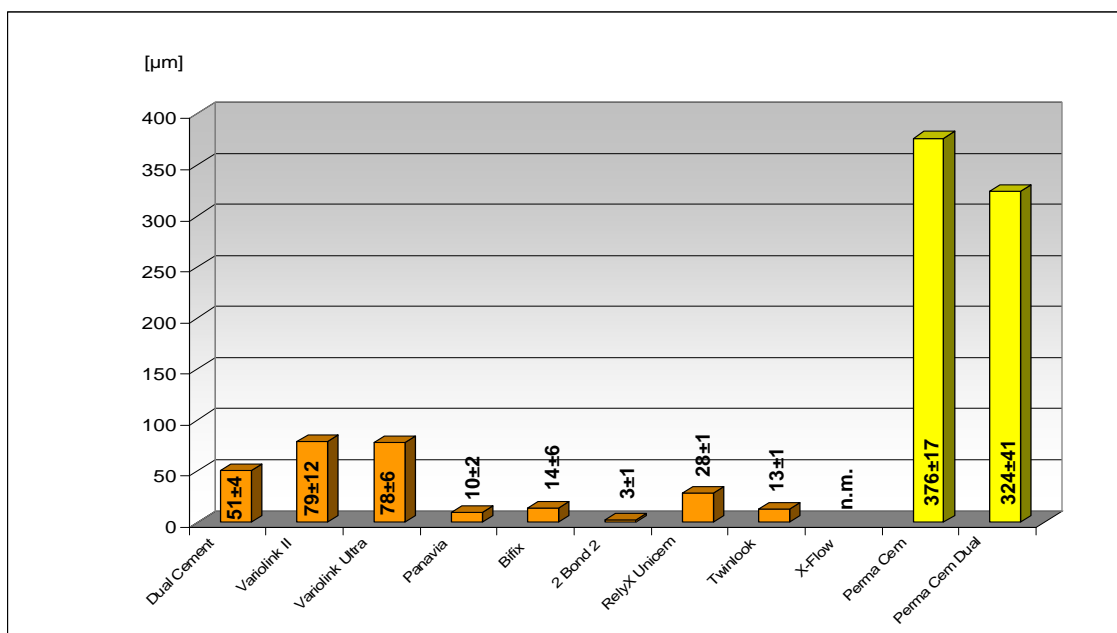


Abb. 35: Filmdicke [µm] der Composite/ Compomere.

Die resultierende Filmdicke unterscheidet sich erheblich zwischen den Zementen und den Befestigungscompositen, aber auch innerhalb der Materialtypen (vgl. Abb. 35, 36).

Trotz manueller Krafteinwirkung sind die Mittelwerte des thixotropen Composites Variolink Ultra und des Variolink II im Vergleich zu den anderen Compositen größer (Abb. 35). Dual Cement weist dabei noch einen Wert wie der Polycarboxylatzement Durelon von über 50 µm auf (vgl. Abb. 36). Eine deutliche geringere Filmdicke ist bei den übrigen Compositen festzustellen. Die Werte von RelyX Unicem, Bifix, Twinlook und Panavia liegen unter 30 µm. Die niedrigste Filmdicke zeigt 2 Bond 2. Das rein photopolymerisierende Composit X-Flow war aufgrund der Versuchsanordnung und seiner Dünnsflüssigkeit nicht messbar.

Die beiden Compomere befinden sich mit einer sehr großen Filmdicke im Bereich der Zemente.

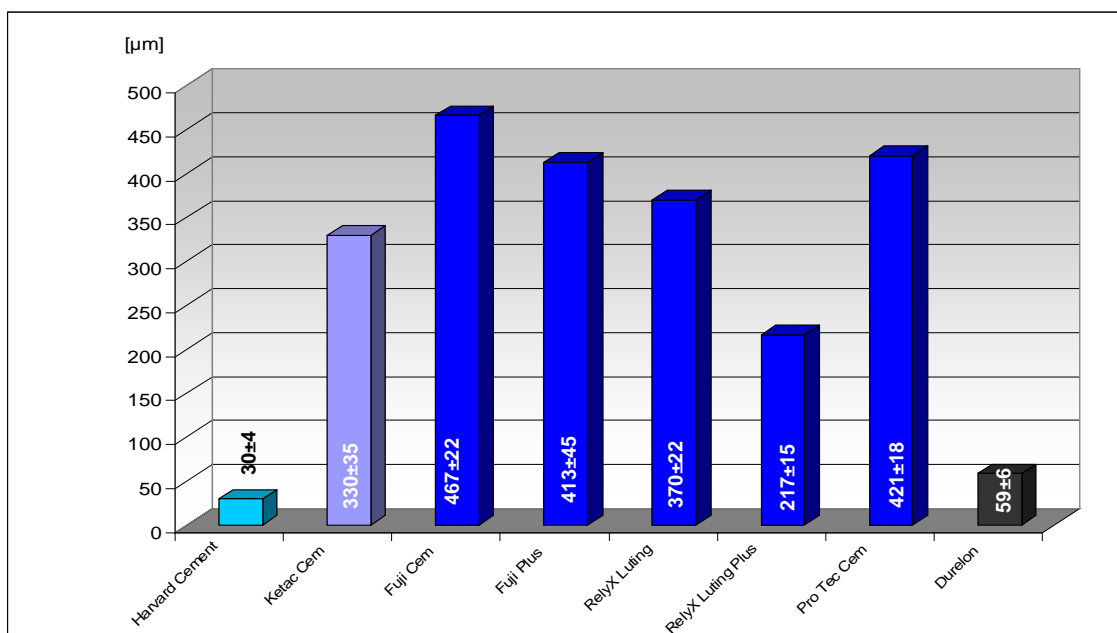


Abb. 36: Filmdicke [µm] der Zemente.

Die Zemente entwickeln, mit Ausnahme von Harvard Cement und Durelon, hohe Filmdicken. Fuji Cem weist den höchsten Wert auf, es folgen in absteigender Reihenfolge Pro Tec Cem, Fuji Plus, RelyX Luting, Ketac Cem > RelyX Luting Plus (Abb. 36). Der Zinkoxidphosphatzement fällt mit seiner geringen Filmdicke von 30 µm positiv auf. Sie unterscheidet sich nur gering von der Filmdicke des Composites RelyX Unicem. Lediglich Panavia, Bifix, 2 Bond 2 und Twinlook erreichen eine niedrigere Filmdicke als der Harvard Cement (vgl. Abb. 35).

5.6 Dimensionsverhalten

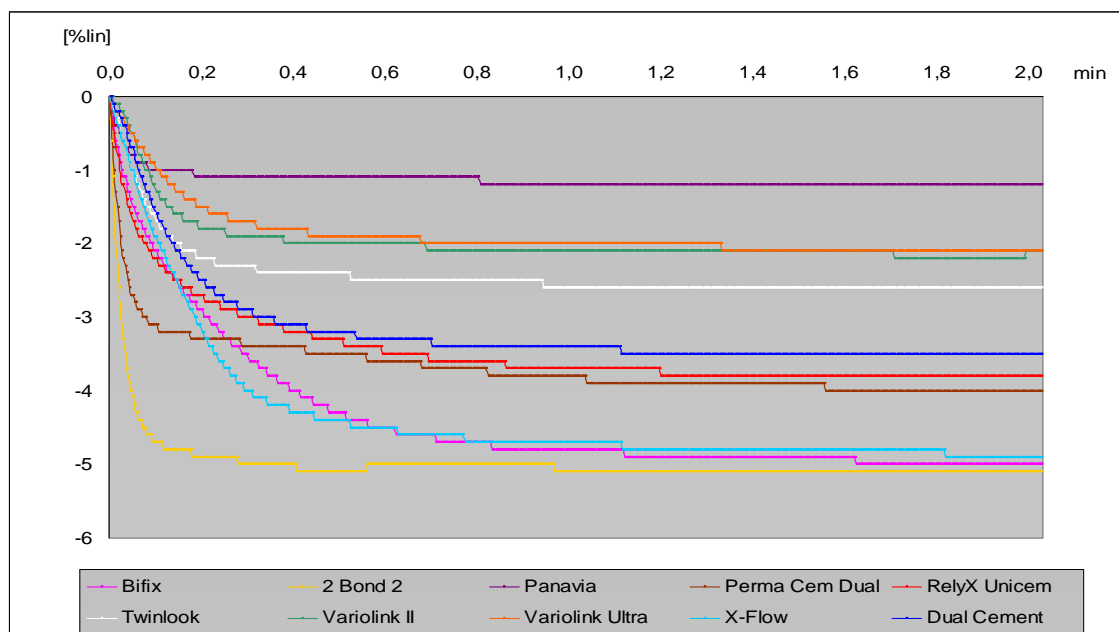


Abb. 37: Dimensionsverhalten [%lin] der Composite und des dualhärtenden Compomers Perma Cem Dual.

Die Dimensionsänderung wurde, methodisch bedingt, nur bei den licht- bzw. dualhärtenden Compositen und dem dualhärtenden Compomer untersucht (Abb.37). 2 Bond 2 weist die höchste mittlere Polymerisationskontraktion von 5,1 %lin auf. Schon innerhalb der ersten 6 s schrumpft das Material um fast 5 %lin. Danach verändert sich das Volumen nur noch unwesentlich. Bifix und X-Flow dagegen verändern sich nur allmählich. X-Flow erreicht nach ca. 20 s und Bifix erst nach 40 s sein endgültiges Volumen. Nach 2 min ist eine Schrumpfung von 4,9 bzw. 5 %lin zu verzeichnen. Das Compomer Perma Cem Dual und die Composite RelyX Unicem und Dual Cement zeigen niedrigere Schrumpfungen als die vorangenannten Produkte. Perma Cem Dual schrumpft im Gegensatz zu den beiden Compositen in 5 s schon um 3 %lin. Innerhalb der nächsten 2 min erfolgt dann eine weitere Dimensionsveränderung von -1 %lin. Das Composit Twinlook lässt eine Schrumpfung von 2,6 %lin erkennen. Die Mittelwerte von Variolink II und Variolink Ultra liegen sehr dicht beieinander und befinden sich zwischen Twinlook und Panavia.

Mit großem Abstand zu allen Materialien ist Panavia das signifikant beste Material mit einer Polymerisationsschrumpfung von nur 1,2 %lin. Auch hier ist, genau wie bei Perma Cem Dual und 2 Bond 2, die Dimensionsänderung nach 6 s praktisch abgeschlossen.

5.7 Haftfestigkeit

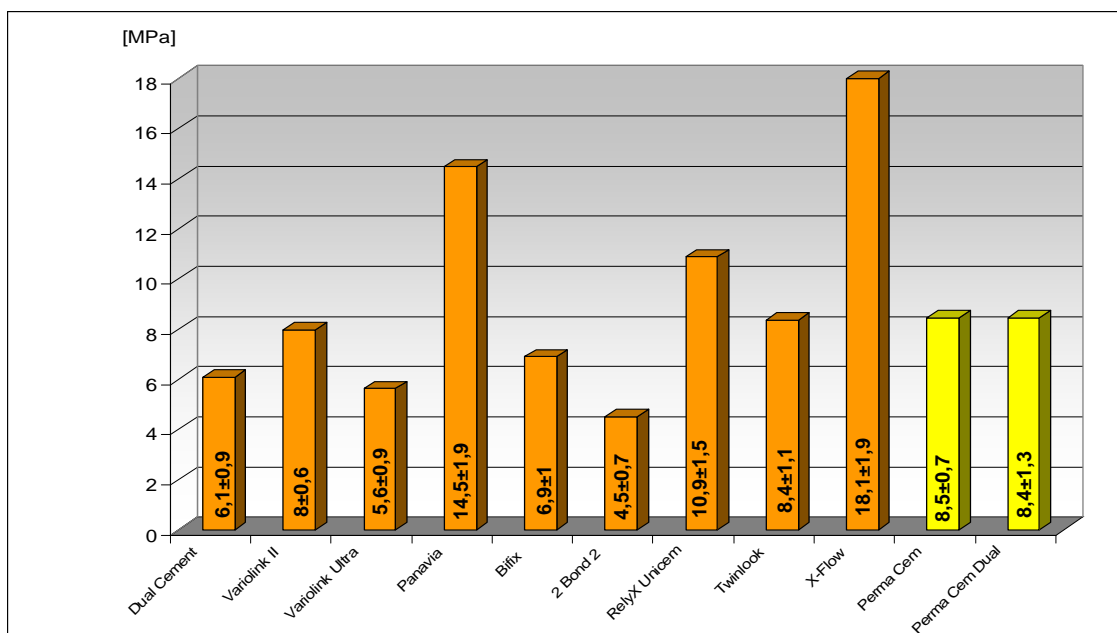


Abb. 38: Haftfestigkeit [MPa] an Titan der Composite/ Compomere nach 24 Stunden Lagerung in der feuchten Kammer.

Abbildung 38 zeigt die Scher-Haftfestigkeit zwischen den Befestigungscompositen/ Compomeren und korundgestrahltem Titan ohne Verwendung von Bonding nach einem Tag Lagerung in der feuchten Kammer.

Die höchste Haftfestigkeit zum Titan erzielt mit 18,1 MPa das Befestigungscomposit X-Flow. Mit einem größeren Abstand folgt Panavia mit 14,5 MPa und dann RelyX Unicem. Die Mittelwerte der beiden Compomere sowie von Twinlook und Variolink II unterscheiden sich nicht signifikant. Es folgen in absteigender Reihung Bifix, Dual Cement und Variolink Ultra. Die vergleichsweise geringste Haftfestigkeit ist in der Kunststoffgruppe bei dem Composit 2 Bond 2 zu erkennen.

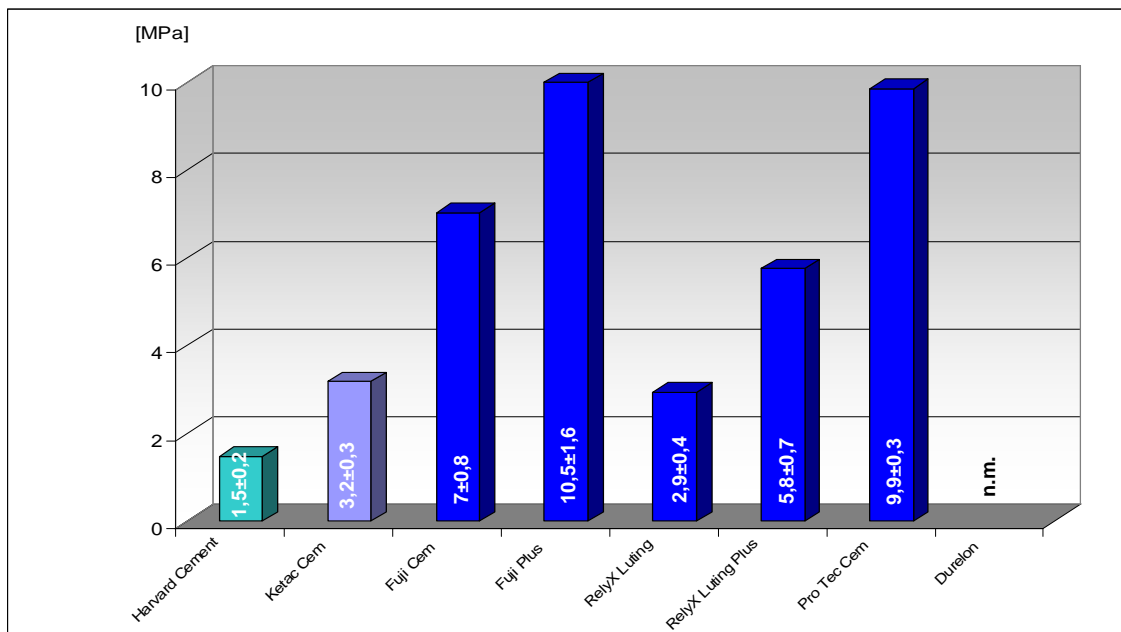


Abb. 39: Haftfestigkeit [MPa] an Titan der Zemente nach 24 Stunden Lagerung in der feuchten Kammer.

Bei den Zementen variiert die Haftfestigkeit stark. Fuji Plus und Pro Tec Cem z.B. haben höhere Werte als die Compomere. Fuji Cem und RelyX Luting Plus weisen zwar eine niedrigere Haftfestigkeit als die Compomere und Twinlook auf, aber immer noch eine höhere Verbundfestigkeit als 2 Bond 2 (vgl. Abb. 38).

Die geringste Scher-Haftfestigkeit zeigen die klassischen Zemente Harvard Cement und Ketac Cem sowie RelyX Luting (Abb. 39).

Bei Durelon war keine Messung durchführbar. Bei diesem Polycarboxylatzement liegen die Werte unter 1 MPa, da sich der Verbund zum Titanplättchen schon unter Einwirkung der Vorkraft löste.

6 Diskussion

Unter Einbeziehung der Literatur werden im folgenden die Befestigungscomposita und die Zemente in Bezug auf ihre Parameter bewertet, verglichen und diskutiert.

6.1 Diskussion der Untersuchungsparameter

6.1.1 Vickers-Härte

Das Befestigungsmaterial ist in der Mundhöhle vielen Belastungen und vor allem dem Kaudruck ausgesetzt. Das Material muss somit eine bestimmte Härte aufweisen. Die Messung der Mikrohärtigkeit ermöglicht eine Aussage über die Oberflächenhärtigkeit und es sind Vergleiche zwischen herkömmlichen Zementen und den Compositen möglich.

Die Härte der Composite wird vor allem durch den Füllstoffgehalt, den Vernetzungsgrad sowie den Verbund von organischer und anorganischer Phase bestimmt (Davidson und de Gee 1996). Des Weiteren wird die Härte der Composite von der Zubereitung beeinflusst. Bei Zweikomponentencompositen bedingt ein größerer Anteil der Initiatorpaste eine Erhöhung der Oberflächenhärtigkeit (Kullmann 1985). Auch das maschinelle Anmischen der Zemente bringt eine größere Härte als das manuelle Mischen (Teubner und Welker 2003). In den eigenen in-vitro Untersuchungen zeigt jedoch das Kapselpräparat, nach dem Mischen im Capmix, oftmals Luftblasen während des Applizierens. Wenn die Blasen beim Ausbringen aus der Kapsel nicht platzen, beeinträchtigen sie die Härte, aber auch die Haftung durch Fehlstellen. Zum Beispiel wird RelyX Unicem in Kapseln geliefert. Nach den ersten 15 Minuten ist das Material noch zu weich, sodass keine Messung erfolgen kann. Grund hierfür kann eine dicke Inhibitionsschicht durch Sauerstoffzutritt sein, welche allerdings nur im Experiment auftreten kann. Auch nach 24 Stunden erreicht der Werkstoff nur einen Vickers-Wert von 15. Luftblasen sind bei diesem und weiteren Kapselpräparaten, wie Ketac Cem, ersichtlich gewesen.

Die Härte korreliert mit anderen Parametern, z.B. der Abriebresistenz. Je härter ein Werkstoff ist, desto weniger wird er abradert. Die Befestigungscomposites zeigen eine höhere Härte und auch eine höhere Abriebresistenz als die Zemente. Ein Grund dafür ist ein stabileres inneres Gefüge durch die Quervernetzung bei der Polymerisation. Deutlich wird dies auch an den Compomeren. Das dualhärtende Perma Cem, welches mit Licht ausgehärtet wird, weist eine bedeutend höhere Festigkeit auf, als das rein chemisch härtende Perma Cem. Die Ursache hierfür dürfte in dem höheren Polymerisationsumsatz liegen.

Die Vermutung, dass die Partikelgröße und die Härte miteinander korrelieren, bestätigt sich mit dieser Untersuchung. Das thixotrope Variolink Ultra mit seinen größeren Partikeln zeigt eine größere Härte als das dünnfließende 2 Bond 2.

Die hohe Mikrohärte der Composite kann durch die anorganische Phase erklärt werden (Hellwig et al. 1995, Davidson und de Gee 1996). Eine hohe Härte besitzen besonders Bifix, Panavia und Variolink Ultra. Sie zeigen nach 15 min und nach 1 Tag immer die höchste Härte. Bei allen Compositen nimmt die Vickers-Härte kontinuierlich innerhalb von 24 Stunden zu. Eine gewisse Nachpolymerisation ist die Regel (Welker 1980). Nur bei Perma Cem und 2 Bond 2 sind innerhalb eines Tages sehr geringe Härtezunahmen zu verzeichnen (Abb. 17).

Die Härte der Zemente ist abhängig vom Pulver-Flüssigkeitsverhältnis. Je mehr Pulver beim Anmischen zugeführt wird, desto härter werden sie. Das abnehmende Fließvermögen mit zunehmendem Pulvergehalt führt zu einem Verdichtungseffekt an der Oberfläche, sodass die Mikrohärte ansteigt (Welker 1981b). Bei langsamer Abbindung weisen Zemente zunächst eine weiche Oberfläche auf. Nach den ersten 15 Minuten wird gerade ein Bruchteil der Endfestigkeit und Härte nach einem Tag erreicht. Harvard Cement und Durelon sind sogar noch nach 15 min so weich, dass keine Messung durchführbar ist. Der Anstieg der Festigkeit von Harvard Cement und Ketac Cem ist im Laufe der 24 Stunden Lagerzeit außergewöhnlich hoch. Sie erreichen die Werte der Composite. Der Glasionomerkement ist dabei signifikant härter als der Zinkoxidphosphatzement. Dies deckt sich mit den Angaben im Schrifttum (Browning et al. 2002).

Die Härte der Glasionomerkemente beruht auf dem Gehalt an Aluminium-Silikat-Glas (Newesely 1974). Die anfänglich geringe Mikrohärte der Glasionomerkemente weist

auf eine Empfindlichkeit gegenüber Belastungen hin und ist somit klinisch zu beachten. Eine vollständige Aushärtung erfolgt erst nach 24 Stunden, was klinisch kaum vertretbar ist. Polyacrylatzemente sind weniger hart als die Glasionomerezemente oder Zinkoxidphosphatzemente (Welker 1981b). Die Hybrid-Glasionomerezemente besitzen zwar einen Kunststoffcharakter, sind aber nicht hart genug, um den Kaubelastungen, insbesondere im Seitenzahngebiet, standhalten zu können.

Die Befestigungscomposite heben sich durch eine bedeutend höhere Härte von den konventionellen Zementen ab. Die Composite erhalten nach relativ kurzer Zeit ihre endgültige Mikrohärtigkeit. Sie sind nach den ersten Minuten schon fast vollständig auspolymerisiert. Die herkömmlichen Zemente härten dagegen erst über längere Zeit aus.

Ketac Cem ist in der Mikrohärtigkeit in den ersten 15 Minuten allen Compositen, bis auf RelyX Unicem, und den beiden Compomeren unterlegen, doch nach 24 Stunden fast allen Compositen, bis auf Bifix, Panavia und Variolink Ultra, überlegen.

6.1.2 Biegefestigkeit

Aussagen zur allgemeinen Festigkeit eines Werkstoffes können von der Biegefestigkeit als Einzelparameter zuverlässig geliefert werden (Rzanny et al. 1995).

Die Composite zeigen einen Zusammenhang zwischen Biegefestigkeit und Füllstoffgehalt (Rzanny et al. 1995). Ein hoher Füllstoffgehalt, wie bei dem thixotropen Variolink Ultra, bedingt eine hohe Biegefestigkeit. Dieses Composite erreicht den höchsten Wert aller Composite. Die Compomere Perma Cem und Perma Cem Dual erreichen annähernd so gute Biegefestigkeitswerte wie die Composite.

In der Literatur werden sehr ähnliche Werte für die Befestigungscomposite RelyX Unicem, Panavia, Variolink II und X-Flow publiziert (Welker et al. 1997, Piwowarczyk et al. 2002). X-Flow, als rein lichthärtendes Material, ist im Gegensatz zu den meisten anderen Dualhärtenden nicht sehr biegefest. Eine mögliche Ursache mag

der geringe Füllstoffgehalt, und die damit gewünschte dünn fließende Konsistenz für den Einsatz als Liner bzw. für schmale Kavitäten sein.

Grundsätzlich ist zu betonen, dass die Befestigungscomposite 2 Bond 2 und RelyX Unicem aufgrund ihrer signifikant niedrigen Befestigungswerte weniger zu empfehlen sind.

Die Biegefestigkeit der Zemente liegt deutlich unter der der Composite. Harvard Cement ist brüchig und spröde. Für den Glasionomerzement Ketac Cem bestätigt sich mit dem Wert von 30 MPa das Ergebnis einer früheren Untersuchung, in der außerdem festgestellt wird, dass ein Glasionomerzement umso biegeester wird, je mehr Kunststoffanteil er besitzt (Welker et al. 1997). Diese Aussage bestätigt sich bei den Hybrid-GIZ für Pro Tec Cem. Aufgrund seines Kunststoffcharakters erreicht er bessere Biegewerte als die Zemente und als die Composite 2 Bond 2 und RelyX Unicem. Er stellt damit eine Ausnahme dar. Alle anderen Hybrid-GIZ sind nicht biegeester als die reinen Glasionomerzemente.

Grundsätzlich sind die Hybrid-GIZ in ihrer Biegefestigkeit den Compomeren und Compositen deutlich unterlegen, da der Kunststoffanteil nur in geringem Maße vorhanden ist (Rzanny und Welker 2000).

Wie erwartet, ist die Biegefestigkeit der Composite höher als die der Zemente. Zemente sind zwar druckfest, aber nicht biegefest (Welker et al. 1997).

6.1.3 Druckfestigkeit

Der Druckversuch kann als Einzelprüfung keine geeignete Aussage zur allgemeinen Festigkeit machen. Er muss mit anderen Untersuchungen zur Festigkeit im Zusammenhang betrachtet werden (Rzanny et al. 1995).

Alle untersuchten Werkstoffe zeigen eine höhere Resistenz gegen Druckbeanspruchung als gegen Biegekräfte.

Wie schon bei der Biegefestigkeit, wird bei den Compositen durch zunehmenden Füllstoffgehalt auch eine Druckfestigkeitssteigerung erzielt. Die besten Werte von über 250 N/mm² haben erneut die Composite Variolink Ultra, Twinlook und Bifix.

Diese Composite weisen einen höheren Füllstoffanteil auf als z.B. 2 Bond 2, welches aufgrund des geringen Füllstoffanteils nur 107 MPa erreicht. Die geringe Druckfestigkeit befindet sich im Bereich des Glasionomerzementes und der Hybrid-Glasionomerzemente Fuji Plus und Pro Tec Cem. Die Druckfestigkeit der Compomere liegt im Gegensatz zur Biegefestigkeit nach Langzeit-Wasserlagerung nur wenig unter der der Composite (Rzanny und Welker 1999).

Die reinen Zemente und die Hybrid-GIZ weisen gegenüber den Compositen und den Compomeren niedrigere Werte auf, auch wenn der Unterschied nicht so gravierend ist wie bei der Biegefestigkeit (Rzanny und Welker 2000). Die Wasseraufnahme in den ersten Tagen nach Zubereitung der Hybrid-GIZ sorgt für ein aufgelockertes Polymernetzwerk, dadurch Volumenzunahme, und die Druckfestigkeit kann durch die Weichmacherwirkung um mehr als die Hälfte zurückgehen (Anstice and Nicholson 1992). Trotzdem erreicht der Hybrid-GIZ Pro Tec Cem mit 142 N/mm^2 , gefolgt von Fuji Plus mit 126 N/mm^2 einen höheren Druckfestigkeitswert als das Composit 2 Bond 2. Die Druckfestigkeit von Durelon ist bei den Zementen am geringsten. Auch Klötzer stellte für den Polycarboxylatzement deutlich geringere Werte fest als für andere herkömmliche Zemente, wie z.B. Zinkoxidphosphatzement (Klötzer 1970). Die schlechten Werte des Polycarboxylatzementes können durch die hohe Kontraktion beim Abbinden und damit durch vorhandene endogene Spannungen erklärt werden. Der Glasionomerzement dagegen weist eine gute Druckfestigkeit auf, welche auch höher ist als die von Harvard Cement (Meyer 1978, Hilpert 2006) sowie von den Hybrid-GIZ Fuji Cem, RelyX Luting und RelyX Luting Plus.

Das Mischungsverhältnis von Pulver und Flüssigkeit muss bei den Zementen, besonders GIZ, genau eingehalten werden. Deshalb wurden bei der Untersuchung Kapselpräparate verwendet. Wie schon zuvor beschrieben, treten aber oftmals Luftblasen beim Applizieren auf und die Festigkeit des Prüfkörpers wird beeinträchtigt. Deutlich wurde dies besonders bei Durelon-Maxicap. Prüfkörper mit Fehlstellen wurden grundsätzlich verworfen. Eine Mindest-Druckfestigkeit von 70 MPa, wie sie bei Rosenstiel angegeben wird, ist weder von Durelon noch von Fuji Cem erreicht worden (Rosenstiel et al. 1998).

Die Befestigungscomposite zeigen die höchste Druckfestigkeit. Aber auch der GIZ und die Hybrid-GIZ, bis auf Fuji Cem, haben im Vergleich zu dem Polycarboxylatzement Durelon signifikant bessere Werte.

Die Ergebnisse zur Druckfestigkeit der Composite, Compomere, Hybrid-GIZ, GIZ und ZOP zeigen eine Überlegenheit der Composite. Dies deckt sich mit Angaben im Schrifttum (Eickholz et al. 1998, Naumann 2000).

6.1.4 Abriebresistenz

Von Abrasion spricht man, wenn ein Substanzverlust infolge mechanischer Reibung vorliegt. Es dringt der härtere Körper in die weichere Oberfläche ein und hinterlässt Furchen, Mulden und Riefen. Man spricht dann von einem Zwei-Körper-Abrasionsverschleiß (Davidson und de Gee 1996). Durch mehrfache Wiederholung des Fremdkörpereindringens kommt es zur Materialermüdung. Das bedeutet, dass das plastische Verformungsvermögen des Grundkörpers an seiner Oberfläche erschöpft ist. Durch den stetigen Materialabtrag kommt es zum Substanzverlust (Schneider 1996). Im Mund hat der Abrieb im Bereich des Fügspaltes Einfluss auf den Volumenverlust der Befestigungscomposite und Zemente und somit auf die Überlebensdauer der prothetischen Restauration.

Verschleiß der Befestigungswerkstoffe entsteht in der Regel durch die Verwendung von Zahnbürsten/ -pasten sowie durch Speisepartikel. Des Weiteren können durch Spannungskonzentration bei Kaubelastung Verschleißerscheinungen im Randbereich der Restauration auftreten (Lutz et. al 1983), die sich mit dem Verschleiß des Befestigungswerkstoffs zu größeren Randspaltdefekten addieren.

Der Verlust des Materials ist bei klinischer Inspektion schwer messbar. Außerdem läuft er sehr langsam ab. Mit dem ACTA Verschleißgerät werden dagegen experimentell in kurzer Zeit Verschleißergebnisse für die Composite, Compomere, dem ZOP, GIZ, der Hybrid-Glasionomerzemente und dem Polyacrylatzement in Relation zur AlMg Legierung gewonnen.

Klinisch ist der Substanzverlust im Bereich der Fuge am deutlichsten im ersten Jahr nach der Eingliederung der Restauration zu erkennen (Isenberg et al. 1992). Durch die topografische Situation geht er mit zunehmender Zeit zurück.

Um eine vergleichende Aussage zwischen den Compositen und den Zementen zu erzielen, sind Messungen bei 10.000, 20.000 und soweit dies möglich war, auch bei 50.000 und 100.000 U durchgeführt worden. Die Variationen in der Radbestückung können zu Änderungen im Ranking führen. Aus diesem Grund sind die Composite/Compomere nicht mit den Zementen auf dem gleichen Rad getestet worden. Die Composite sind einer Zyklenzahl von bis zu 200.000 U unterzogen worden. Untersuchungen haben gezeigt, dass eine höhere Zyklendauer keine exakteren Aussagen liefert (Bauer et al. 1995). Die Zemente sind aufgrund ihrer Brüchigkeit nur 100.000 Zyklen unterworfen worden.

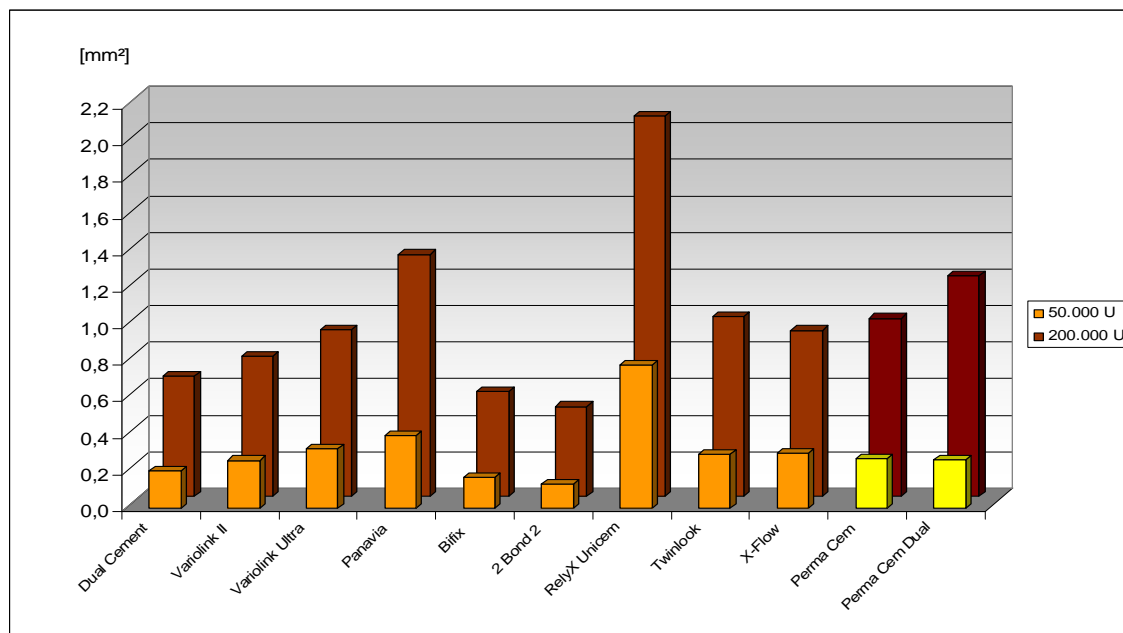


Abb. 40: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Composite/ Compomere im Vergleich 50.000 U und 200.000 U.

Mit zunehmender Umdrehungszahl nimmt die Abrasion der Composite fast immer proportional zu (Abb. 40). Dual Cement, Variolink II, Twinlook, X-Flow sowie beide Compomere erfahren nach den ersten 50.000 U einen Verlust des Querschnitts der Abrasionsfläche von ungefähr $0,2 \text{ mm}^2$. Nach 200.000 U wird dann deutlich, dass die Compomere, besonders das dualhärtende Perma Cem, eine höhere Abrasion erfahren als die meisten Composite. Grund dafür ist das weniger stabile Gefüge. Composite erreichen eine größere Abriebresistenz (De Gee et al. 1990, Watts and Cash 1992). Bifix und 2 Bond 2 verzeichnen von allen untersuchten Werkstoffen mit steigender Umdrehungszahl immer den geringsten Abrieb. Dagegen zeigt RelyX Unicem nach 200.000 U den höchsten Querschnitt der Abrasionsfläche von 2 mm^2 . Auch Panavia ist mit einem Abrasionswert von $1,3 \text{ mm}^2$ weniger abrasionsfest als die anderen Composite und der Glasionomerzement. Die Polymerisationszeit kann dabei eine Rolle spielen, denn wenn diese zu kurz ist, kann es zu einer verringerten Abriebfestigkeit kommen (Glasspoole and Erikson 1989). Die Untersuchungen lassen vermuten, dass besonders bei Panavia eine längere Aushärtung notwendig ist. Nach Herstellerangaben müssen bei dualhärtenden Kunststoffen 40 s eingehalten werden. Eine vollständige Durchhärtung innerhalb dieser Zeit ist wahrscheinlich bei Panavia nicht möglich. Eine anschließende beidseitige Polymerisation der Prüfkörper im Dentacolor XS gewährleistet eine vollständige Aushärtung aller Composite, einschließlich Panavia. Auch andere Autoren haben besonders bei Hybrid-compositen nachgewiesen, dass die Abriebfestigkeit stark vom Polymerisationsgrad abhängt (Lai and Johnson 1993).

Alle Hybrid-GIZ weisen nach den ersten 10.000 U schon denselben Querschnitt der Abrasionsfläche auf wie die Composite nach erst 50.000 U (Abb. 40, 41). Die Abrasion steigt innerhalb der 100.000 U bei dem Glasionomerzement und den Hybrid-Glasionomerzementen überproportional an. Fuji Plus zeigt nach 100.000 U einen großen Querschnitt der Abrasionsfläche von 2 mm^2 . Durelon hat mit $2,08 \text{ mm}^2$ Abrasionsspur bereits nach 50.000 U den experimentell limitierten Grenzwert erreicht (Abb. 41). Der große Substanzverlust der Hybrid-GIZ beruht auf der geringeren Bindung bzw. dem Festigkeitsunterschied zwischen Glaspartikel und Matrix. Somit tritt ein vorzeitiger Verschleiß im Gegensatz zu den Compositen ein (Davidson und de Gee 1996).

Eine Ausnahme bildet der Hybrid-GIZ Pro Tec Cem. Er erweist sich bei den Zementen als der Abriebfesteste. Sein Materialverlust ist nach 100.000 U geringer als der von RelyX Unicem, Perma Cem Dual und Panavia (Abb. 41). Bei Harvard Cement sind nach 50.000 U keine Messungen mehr durchführbar, da er aus der Versuchsvorrichtung bricht.

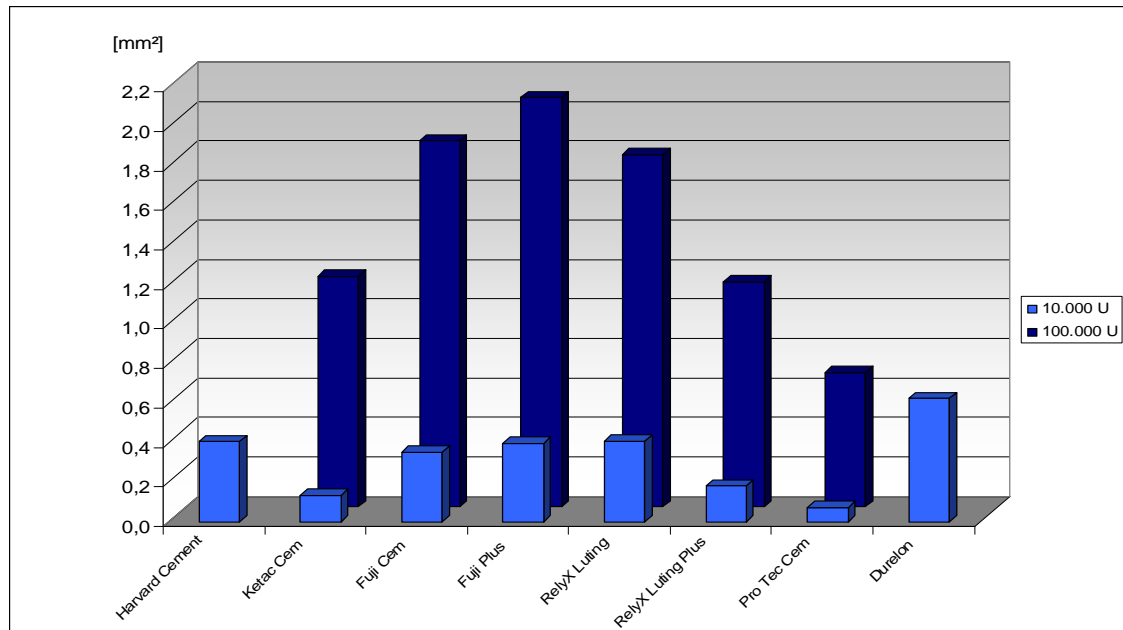


Abb. 41: Querschnittsfläche des Abrasionsprofils [mm²] der Zemente im Vergleich 10.000 U und 100.000 U.

Der Substanzverlust an der Oberfläche eines Körpers ist die Folge chemischer und physikalischer Einwirkungen. Da das Ausmaß des Substanz- und Materialabtrages von der Festigkeit des Grundwerkstoffes und der Härte des Abrasivums abhängig ist (Riehle und Simmchen 1997), weisen die mechanisch festeren Composite einen deutlich geringeren Abrasionsverlust auf als die (Hybrid)-GIZ und der Polycarboxylat-zement. Die Oberfläche der mikrogefüllten Composite erreicht eine deutlich bessere Qualität als die der Glasionomerzemente. Diese weisen Poren und Mikrorisse auf. Auch von anderen Autoren wurde beschrieben, dass der Substanzverlust von der Rauigkeit der Oberfläche beeinflusst wird (Kullmann und Triadan 1984, Pallav et al. 1993).

6.1.5 Filmdicke

Beim Befestigen bildet der Werkstoff einen Film zwischen präpariertem Zahn und Therapiemittel. Die Filmdicke kann die Passfähigkeit, den Randschluss und damit die Lebensdauer der Restauration beeinflussen und negative Folgen für Parodontium und Zahnhartsubstanz haben.

Die Filmdicke wird von der Viskosität der Flüssigkeit, der Korngröße des Pulvers und von der Verarbeitung des Befestigungszementes über das Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis beim Anmischen beeinflusst (Windeler 1979). Je mehr Pulver beim Anmischen zugeführt wird, desto größer wird die Filmdicke. Die Stärke des Zementfilms wird durch die größten Partikel des Zementpulvers bestimmt (Van Noort 1987, Ludwig 2004). Das Pulver der Befestigungszemente besteht aus kleineren Partikeln als bei den Füllungszementen.

Auch die Verarbeitungstemperatur, Mischintensität und die Luftfeuchtigkeit haben Einfluss auf die resultierende Filmdicke bei Zementen (Brackett and Vickery 1994). Die Filmdicke beeinflusst die Haftfestigkeit des Gussobjektes. Je kleiner die Filmdicke, desto größer wird die Haftfestigkeit von Zinkoxidphosphatzement (Weikart 1966). Bei Zementschichtstärken des Zinkoxidphosphatzementes von mehr als 0,3 mm kann es zu niedrigen Haftwerten und zur Spaltbildung kommen (Chana et al. 1995, Sørensen and Munksgaard 1995). Auch die Löslichkeit des Zementes ist von der Filmdicke abhängig. Mit Abnahme der Filmdicke bzw. je schmaler der Spalt ist, verringert sich die Auflösegeschwindigkeit des Zementes in der 3. Potenz. Eine mit Zement gefüllte Fuge von ca. 200 µm wäscht sich bei Zinkoxidphosphatzement achtmal so schnell aus wie eine 100 µm Fuge (Knappwost 1950). Ein schmaler Spalt schützt die Dentinwunde besser vor Einwirkungen des Mundmilieus. Aus diesem Grund ist eine geringe Filmdicke der Zemente ein entscheidendes Kriterium bei der dauerhaften Versorgung mit einer indirekten Restauration.

Es sollten Zemente mit den Befestigungscompositen verglichen werden. Somit war eine Belastung zu wählen, die nicht zu hoch für die Composite und nicht zu niedrig für die Zemente ist. Bei einer geringen Krafteinwirkung von 1 kg sind die Werte für die Zemente zu hoch. Bei einer höheren Kraft von beispielsweise 6 kg, geht die Filmdicke der Composite gegen Null (Tab. 10). Eine vergleichende Aussage zwischen den Materialien ist dann nicht möglich. Nach Vorversuchen mit unterschiedlichen Gewichten wurde eine mittlere Belastung von 3 kg festgelegt (vgl. Abb. 33). Das photopolymerisierende Composit X-Flow konnte für diesen Versuch nicht herangezogen werden. Bedingt durch den Versuchsaufbau war nur eine Autopolymerisation möglich.

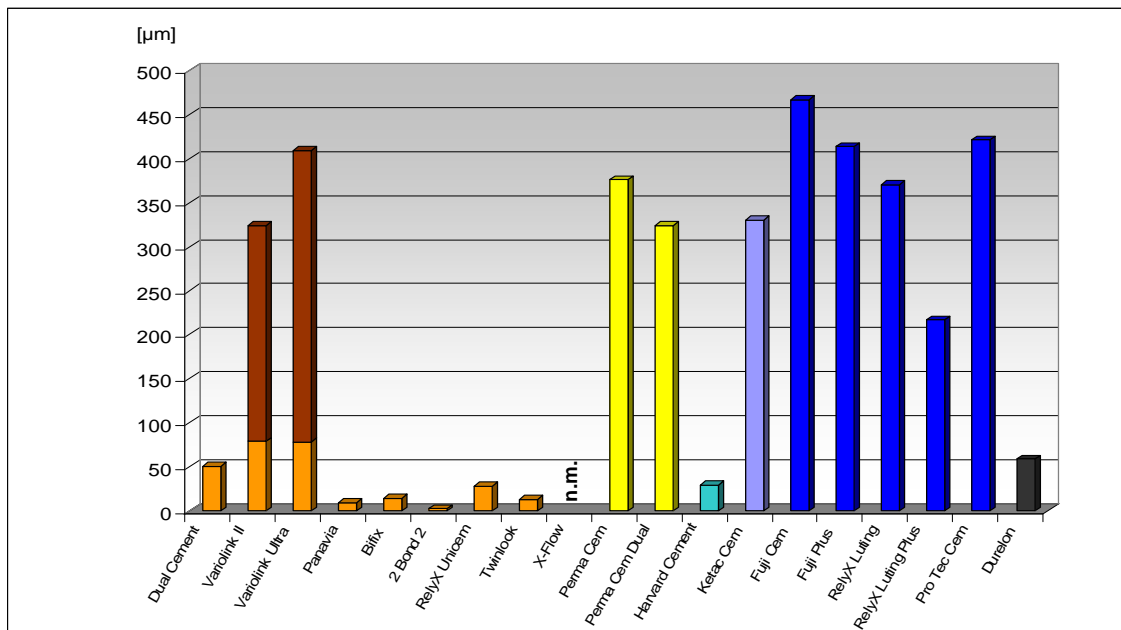


Abb. 42: Filmdicke [µm] der Composite/ Compomere und Zemente.

Die Composite zeigen, bis auf Variolink II und Variolink Ultra, eine Filmdicke unter 50 µm (Abb. 42). Die Schichtstärke soll zwischen 10-20 µm liegen, um einen perfekten Sitz zu gewährleisten (Körber und Ludwig 1993). Diese Filmdicken werden von Panavia, Bifix, 2 Bond 2 und Twinlook Cement bei den gegebenen Messbedingungen unterschritten. 2 Bond 2 verzeichnet mit 3 µm die geringste Filmdicke.

Als Ursache kann hier der geringe Füllstoffanteil diskutiert werden. Das thixotrope Material Variolink Ultra sowie Variolink II und die beiden Compomere zeigen aufgrund ihres hohen Füllstoffgehaltes deutlich höhere Filmdicken. Ihre Werte befinden sich im Bereich der Zemente. Auch von anderen Autoren wurden die mangelnde Fließfähigkeit und die daraus resultierende größere Filmdicke bei grober Füllstoffkörnung beschrieben (Kullmann 1985). Dualhärtende Befestigungscomposite besitzen einen geringeren Füllkörpergehalt (ca. 5-8 m%) als die „ultraschallaktiven“ Befestigungscomposite. Durch externe Zufuhr von Energie in Form von Ultraschallwellen wird die dynamische Viskosität erniedrigt. Es ergibt sich eine starke Reduzierung der Filmdicke. Dies zeigt die Filmdicke nach manueller Krafteinwirkung auf Variolink II und -Ultra (Tab. 9). In Abb. 42 sind die beiden thixotropen Materialien mit (orange) und ohne (braun) manueller Kraft dargestellt.

Die Befestigungscomposite beinhalten kleinere Füllpartikel auf als die Füllungscomposite. Würden diese verwendet, würde sich der Sitz der Restauration durch eine zu hohe Filmdicke verschlechtern bzw. könnte ein zu hoher hydrostatischer Druck in einer eng anliegenden Restauration zu pulpitischen Beschwerden führen.

Es soll grundsätzlich gewährleistet sein, dass die am festsitzenden Zahnersatz angreifenden Kräfte durch innigen Kontakt zwischen Gerüst und Zahnhartsubstanz direkt auf den Zahn übertragen und axial fortgeleitet werden. Bei einer dicken Kunststoffschicht beruht die Haftung des Gerüsts primär auf den kohäsiven Eigenschaften des Kunststoffes (Livaditis 1983). Aus diesem Grund soll die Filmdicke auf 20-30 µm reduziert werden (Kullmann 1985). Dabei muss das Inlay oder die Keramikkrone bei der Eingliederung mit einem Befestigungscomposit für einige Sekunden unter Druck gehalten werden. Die daraus resultierende geringe Filmdicke steigert die Haftkraft zum Restaurationsobjekt. Dies ist besonders deutlich bei Panavia zu erkennen (vgl. Abb. 35 und 38). Auch ist die geringe Filmdicke günstig hinsichtlich des unerwünschten Abriebs zu bewerten. Je besser die Passgenauigkeit des prothetischen Werkstoffes ist, desto geringer ist der Verschleiß des Befestigungswerkstoffes. Es besteht eine Korrelation zwischen Befestigungscomposit und Breite der Klebefuge und zwischen Breite der Klebefuge und Abrieb (Frankenberger et al. 1996).

Auch bei den Zementen dürfen als Befestigungsmaterial nur solche mit einem ausreichenden Fließvermögen eingesetzt werden. Zwischen den einzelnen Zementarten ergeben sich folgende Unterschiede (Abb. 42): Der Zinkoxidphosphatzement erreicht eine Filmdicke von 30 µm und der Polycarboxylatzement von 59 µm. Beide Zemente befinden sich im niedrigen Wertebereich der Composite. Der Glasionomerzement erreicht eine hohe Filmdicke, genau wie die Compomere. Die Hybrid-GIZ erzielen, bis auf RelyX Luting Plus mit 217 µm, die höchsten Filmdickenwerte von bis zu 400 µm unter den gegebenen Bedingungen. Ein solch hoher Wert entstand nur bei dem thixotropen Composit Variolink Ultra ohne manuelle Krafteinwirkung. Die Hybrid-GIZ zeigen auch in anderen Untersuchungen höhere Werte als die reinen Zemente (Rosenstiel et al. 1998).

Das Fließvermögen von Harvard Cement und Durelon geht schnell verloren. Es ist deshalb sehr wichtig, dass die Restauration so schnell wie möglich eingesetzt wird, um die Wahrscheinlichkeit einer chemischen Verbindung mit der Zahnschubstanz zu erhöhen (Schwickerath 1970, Welker und Ehmer 1972). Nach dem Mischen soll die Restauration sofort befestigt werden. Der Druck auf die Restauration muss bei Durelon, im Gegensatz zu Harvard Cement, besonders hoch sein, um eine akzeptable Filmdicke zu erreichen (Tsukada et al. 2006). Die Ursache liegt in der hohen Viskosität von Durelon (Welker und Ehmer 1972). Solch ein Druck kann 5-6 kp mit einem Finger und 10-12 kp mit zwei Fingern betragen (Schwickerath 1970). Dagegen soll der Druck beim Befestigen mit Ketac Cem nicht hoch sein, sondern die Belastung soll vorsichtig und gleichmäßig geschehen (Tsukada et al. 2006). Am besten entstehen dünne Zementschichten durch den Vibrationsdruck. Der Glasionomerzement verliert sein Fließvermögen nicht so schnell, er ist nach 6-8 min noch fließenfähig. Mit diesem Befestigungswerkstoff sind auch große Restaurationen noch einsetzbar (Welker 1981a). In der Untersuchung von Patyk et al. wurden für Ketac Cem bezüglich der maximalen Korngröße (20 µm) bessere Ergebnisse als bei Zinkoxidphosphatzement ermittelt (Patyk et al. 1993). Die maximale Korngröße des GIZ-Pulvers liegt niedriger als bei Zinkoxidphosphatzement und entspricht der der Polycarboxylatzemente.

Bei den Zementen sind der Zinkoxidphosphat- bzw. der Glasionomierzement für Befestigungen anzuwenden. Polycarboxylatzement ist abzulehnen. Allerdings nicht wegen etwa zu hoher Filmdicke, sondern wegen seines schlechten Dimensionsverhaltens (Welker und Ehmer 1972; Welker und Stranz 1984).

Da die Composite nach ihrer Polymerisation signifikant niedrigere Filmdicken besitzen als die Zemente und somit einen perfekten Sitz der Restauration eher gewährleisten als die Zemente, entsteht ein starkes Argument für die Verwendung der Composite als Befestigungswerkstoff. Aus der untersuchten Composit-Palette erscheinen Panavia und Twinlook besonders günstig.

6.1.6 Dimensionsverhalten

Während der Polymerisation kommt es bei allen Befestigungscompositen zu einer Volumenabnahme. Allein der Matrixanteil schrumpft (Ernst 2003). Die Monomermoleküle rücken enger zusammen und ordnen sich. Das Monomer reagiert zum Polymer, eine Volumenkontraktion tritt auf (Janda 2000). Dabei entstehen Spannungen zwischen Zahn und Restauration. Es kann zu Randspalten kommen (Kunzelmann und Hickel 1990). Um herauszufinden, wie stark das jeweilige Material schrumpft, wurde das Dimensionsverhalten der Werkstoffe überprüft. Die Messung erfolgte für alle Befestigungscompositen und das dualhärtende Compomer. In diesem Fall wird nur die lichthärtende Komponente beachtet. Der Photoinitiator bewirkt eine ausreichende Polymerisation auch allein.

Die vorliegenden Untersuchungen zeigen Panavia als ein relativ dimensionsstabiles Befestigungscomposit (Abb. 43). Die Schrumpfung liegt bei nur 1,2 %lin. Panavia, 2 Bond 2 und Perma Cem Dual schrumpfen innerhalb der ersten Sekunden sehr rasch (vgl. Abb. 37). Dies kann jedoch zu einer erhöhten Spannung im Kunststoff führen und eine Ablösung der Restauration vom Pfeilerzahn bewirken. Die Polymerisationsschrumpfung von Variolink II und Variolink Ultra ist zwar mit 2,1 %lin größer, verläuft aber nur allmählich und erreicht erst nach ungefähr einer Minute ihren Endwert (vgl. Abb. 37). Hier kann ein Spannungsabbau im Kunststoff stattfinden.

Besonders 2 Bond 2, aber auch Bifix und X-Flow, weisen die höchsten Schrumpfungen auf (Abb. 43). Bei 2 Bond 2 wurde experimentell festgestellt, dass eine Lichtpolymerisation von 40 s nicht ausreichend ist. Das Material ist dann noch viel zu weich. Der geringere Füllstoffanteil kann als Ursache für die hohe Dimensionsschwindung von 5,1 %lin nach 2 Minuten diskutiert werden. Durch die Volumenschrumpfung kann es zur Undichtigkeit und somit zu Sekundärkaries kommen (Feilzer et al. 1989).

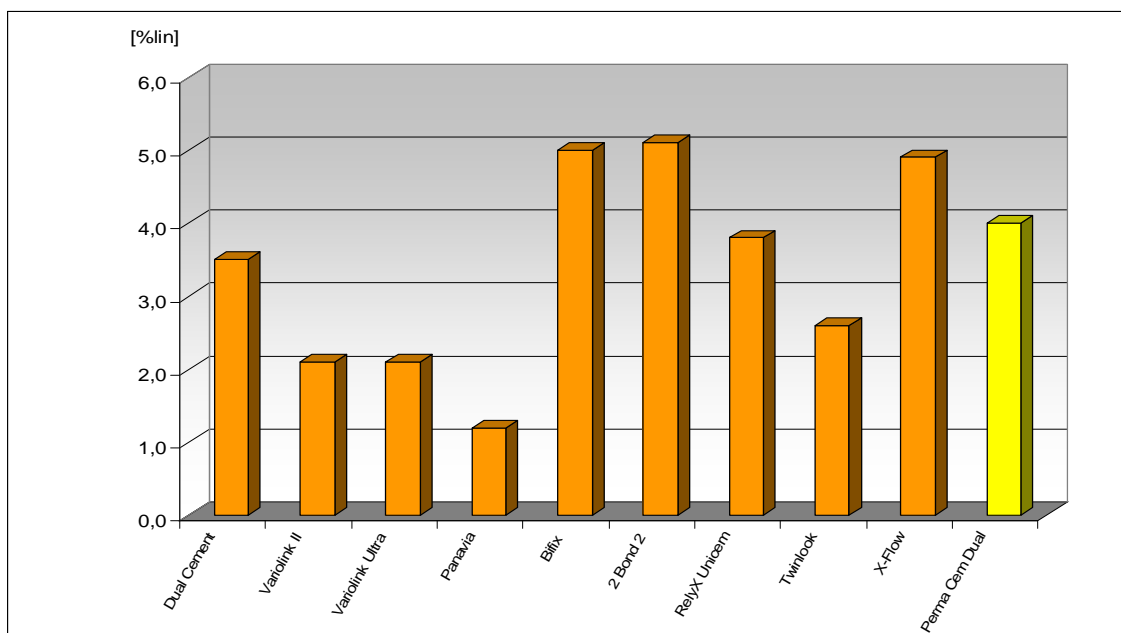


Abb. 43: Dimensionsverhalten [%lin] der Composite und des dualhärtenden Compomers Perma Cem Dual.

Nicht nur allein das Material ist von Bedeutung, sondern auch der adhäsive Verbund zwischen Zahn und Restauration ist entscheidend. Durch das Anätzen wird der Verbund zwischen einem Keramikinlay und dem Befestigungscomposit verbessert und die mikroskopische Randundichtigkeit reduziert oder eliminiert (Sørensen et al. 1991, Nkenke et al. 1993, Ban et al. 2006). Da die Abbindereaktion in der Regel mit einer Volumenänderung einhergeht, sind Werkstoffe mit geringer Volumenänderung von Vorteil. Sie können die Dentinwunde besser schützen.

Die Dimensionsveränderung wurde an den Compositen getestet, da für die Zemente schon viele Untersuchungen vorliegen (Demmel 1973, Welker 1981b). Alle Zemente schrumpfen beim Abbinden und durch Feuchtigkeitsverlust. Die Schrumpfung beträgt nach 14 Tagen bei Zinkoxidphosphatzement 3,2 %lin, bei Glasionomerezement 4 %lin und bei Polycarboxylatzement bis zu 7 %lin (Welker und Ehmer 1972, Øilo 1976, Welker 1981b, Branco and Hegdahl 1983). Die große Polymerisationsschrumpfung bei den Polycarboxylatzementen zieht sich über einen langen Zeitraum hin. Bei den Phosphatzementen ist die Schrumpfung nach einigen Stunden abgeschlossen (Welker und Ehmer 1972). Die Schrumpfung der Phosphat- und Glasionomerezemente wird durch Wasseraufnahme wieder ausgeglichen bzw. überkompensiert (Viohl und Welker 2004). Je dünnfließender die Konsistenz des Befestigungszementes ist, desto mehr schrumpft der Zement (Welker 1981b, Welker und Ehmer 1972). Die Kontraktion des allseitig eingeschlossenen Werkstoffes kann zu einer Lösung des Verbundes Zahnhartsubstanz-Zement und/oder Zement-Restauration führen (Welker 1981b). Dann entsteht ein Spalt. Von dessen Breite, der Mundflüssigkeit, der mechanischen Belastung sowie der Löslichkeit der Zemente wird das fortschreitende Auswaschen des Materials bestimmt.

Die Hybrid-GIZ sind nicht so dimensionsstabil wie die konventionellen Glasionomerezemente (Anstice and Nicholson 1992).

In der Adhäsivtechnik ist besonders die geringe Polymerisationsschrumpfung der Werkstoffe von großer Bedeutung. Bei der Verwendung von Befestigungscompositen sollte darauf geachtet werden und diesbezüglich den Werkstoffen Panavia, Variolink II und Variolink Ultra der Vorzug gegeben werden. Die innere Spannung dieser Composite ist geringer und ein Adhäsionsversagen wird eher vermieden.

6.1.7 Haftfestigkeit

Die Haftfestigkeit zeigt unter den gegebenen Bedingungen die Widerstandsfähigkeit des Verbundes zwischen den Befestigungswerkstoffen und dem Restaurationsmaterial. Als „Restaurationsmaterial“ wurde das biokompatible und korrosionsbeständige Titan verwendet.

Abb. 44 zeigt zusammengefasst die Scher-Haftfestigkeit aller untersuchten Befestigungswerkstoffe zu der korundgestrahlten Oberfläche des Titanplättchens, ohne Bonding. Beim Scherversuch kam also lediglich die mikroretentive Verzahnung an der korundgestrahlten Titanoberfläche als mechanische Haftkomponente zur Wirkung. Die Bestrahlung des Metalls mit Al_2O_3 (Korundstrahlen) bewirkt eine signifikante Verbesserung des Haftverbundes von Composit bzw. Zement zum Metall. Die raue Oberfläche bietet dem Befestigungsmaterial durch Verzahnung mehr Retention (Gutzwiller und Strub 1982, Fitchie et al. 1993, Martin et al. 2000, Kajihara et al. 2004, Stachniss et al. 2006).

Auf eine chemische Konditionierung des Metalls, durch die eine signifikante Verbesserung der Haftergebnisse eintreten würde (Göbel und Welker 1996, Göbel et al. 1999, Rzanny et al. 2004), wurde in vorliegender Arbeit verzichtet, da diesbezüglich schon viele Untersuchungen und Ergebnisse vorliegen. So ist z.B. die Verbundfestigkeit zum Titan nach dessen Silikatisierung deutlich erhöht. Panavia erreicht einen Wert von 20 MPa und der Glasionomerezement von 12 MPa (Göbel et al. 1998, Göbel et al. 1999). Die schlechteren Haftfestigkeitsergebnisse der Composite zum unkonditionierten Titan wurden auch in den Untersuchungen von Gomolka bestätigt (Gomolka 2003).

Auch die Schaffung eines Mikroreliefs durch Säurekonditionierung an der Zahnhartsubstanz erhöht die Haftfestigkeit (Manhart und Hickel 1999) und gehört inzwischen zu den Standardmethoden der mikromechanischen Verankerung von Kunststoffen. Nach Konditionierung mit Phosphorsäure liegt die Haftfestigkeit der reinen Zemente zwischen 1,8 und 10,7 MPa, die der Hybrid-GIZ zwischen 8,7 und 15 MPa und bei den Compositen ist eine Steigerung bis auf 18,4 MPa ersichtlich (Göbel et al. 1999).

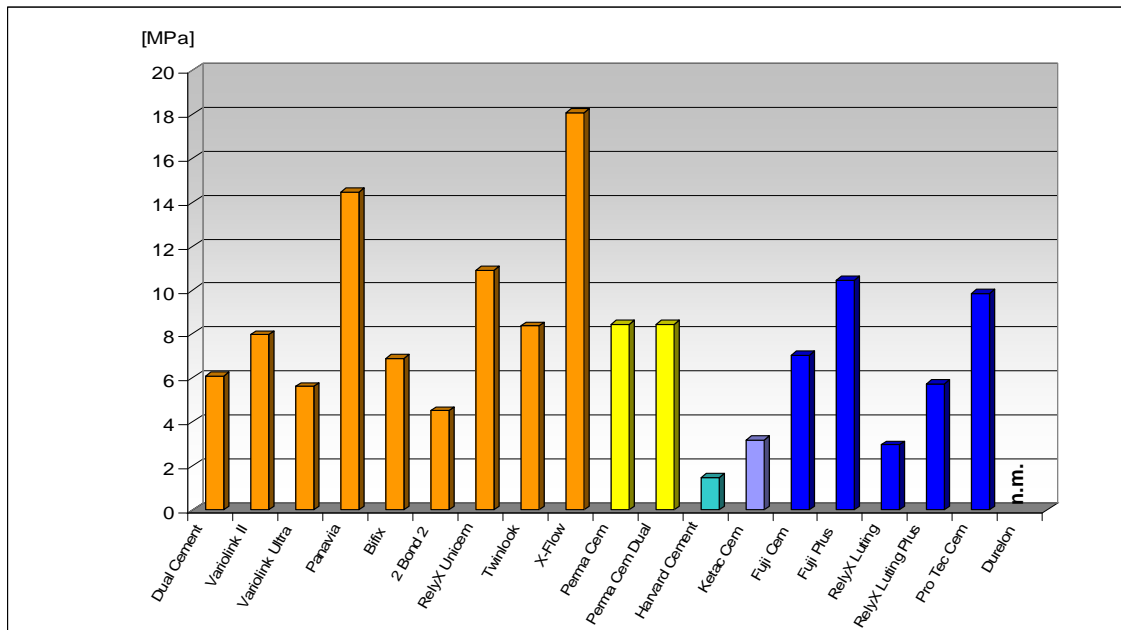


Abb. 44: Haftfestigkeit [MPa] an Titan der Composite/ Compomere und Zemente nach 24 Stunden Lagerung in der feuchten Kammer.

In vorliegender Arbeit heben sich bei den Compositen besonders Panavia, X-Flow und RelyX Unicem hervor, die einen Wert von 14, 18 bzw. 10 MPa erreichen (Abb. 44). Panavia beinhaltet Phosphatmonomere und wird in der Literatur als ein Material angegeben, welches eine gute Bindung zu Legierungen (besonders Titan) aufweist (Rosenstiel et al. 1998). Es entsteht eine chemische Verbindung (P-O-Metall-Bindung) (Taira and Imai 1995). Auch RelyX Unicem enthält phosphorsaure Methacrylate (Piwowarczyk et al. 2005). Scholze ermittelte für RelyX Unicem einen annähernd gleich hohen Wert wie in vorliegender Untersuchung (Scholze 2003). Das dünnfließende Composit X-Flow zeigt zum Titan eine relativ hohe Verbundfestigkeit, da der wenig visköse Kunststoff gut in das Mikrorelief der angerauten Oberfläche eindringen kann (Göbel et al. 1999). Die thixotropen Materialien, wie Variolink II und Variolink Ultra, weisen relativ niedrige Werte auf. Der mikro-mechanische Adhäsionseffekt nimmt also mit höherer Viskosität durch höheren Füllstoffanteil und auch mit zunehmender Filmdicke ab. Die besten Haftwerte werden mit einer Compositeschichtstärke von ungefähr 0,2 mm erreicht (Gütschow 1994).

Eine Lichthärtung der Composite führt zu einem höheren Haftverbund als die Selbsthärtung (Piwowarczyk et al. 2005). Als Ursache wird der Polymerisationsgrad angegeben. Dieser ist ein Indikator für das Ausmaß des abgelaufenen Reaktionsmechanismus und ist bei der Selbsthärtung signifikant geringer als bei der Lichthärtung (El-Badrawy and El-Mowafy 1995). Alle untersuchten dualhärtenden Composite wurden in den in-vitro Untersuchungen gleichmäßig mit einer Polymerisationslampe belichtet. Es bestand kein Unterschied in der Verarbeitung, welche Auswirkungen auf die Haftfestigkeit gehabt haben könnte.

Die Zemente zeigen demgegenüber einen geringeren Haftverbund zum Titan. Ketac Cem entwickelt 3,2 MPa und auch die reine Scher-Haftfestigkeit von Harvard am Restaurationswerkstoff ist vernachlässigbar gering mit 1,4 MPa. Dagegen besitzt der Polycarboxylatzement Durelon keinen messbaren Scher-Haftverbund zum Titan.

Die Scher-Haftfestigkeit an Zahnschubstanz und Restauration soll über 10 MPa betragen. Erst dann wird eine Belastung in der Mundhöhle über längere Zeit schadlos vertragen (Göbel und Welker 1996). Die Hybrid-GIZ Fuji Plus und Pro Tec Cem erreichen diesen Wert von 10 MPa. Damit haben sie eine höhere Haftkraft zum Titan als einige Composite und die beiden Compomere ohne chemische Konditionierung des Metalls. Das zeigt einmal mehr, dass bei der Verwendung von Kunststoffen oder kunststoffhaltigen Befestigungswerkstoffen auf eine chemische Konditionierung der Verbundflächen nicht verzichtet werden darf. Eine Unterlassung muss als Kunstfehler gewertet werden.

Bei der Bewertung der Haftfestigkeit spielt auch das vermehrte Auftreten von Luftblasen und Porositäten eine Rolle. Zemente sind blasig und porös. Das mindert die Haftkraft. Die in vitro-Untersuchungen haben gezeigt, dass Kapselpräparate besonders blasig sind. Bei Ketac Cem und Durelon traten beim Applizieren oftmals Luftblasen auf. Die Haftfestigkeit der Zemente ist von der Konsistenz abhängig. Eine festere Konsistenz erhöht z.B. die Haftwerte von Zinkoxidphosphat primär (Kramer 1983).

Die höchsten Haftwerte zeigen in den vorliegenden Versuchsergebnissen die Befestigungscomposite, und dies ohne chemische Konditionierung des zu verbindenden Substrates, wodurch nochmals eine erhebliche Steigerung der Haftfestigkeit erreicht würde (Göbel et al. 1999). Die Composite haben im Durchschnitt eine höhere Verbundfestigkeit als die Hybrid-GIZ bzw. die reinen Zemente. Je stärker der Kunststoffanteil ist, desto höher ist die Haftkraft am mikrostrukturierten Werkstoff.

Auch bei Naumann 2000 weisen die Befestigungscomposite die höchste Haftkraft auf, gefolgt von den Compomeren und den Hybrid-GIZ. Die signifikant schlechtesten Ergebnisse zeigen der Glasionomierzement, der Zinkoxidphosphatzement und besonders der Polycarboxylatzement. Composite mit sauren Monomeren entwickeln zu Titan eine stabile Haftfestigkeit. Die sauren Monomere, ausgehend von den Phosphorsäuren, sind in der Lage, sich mit einer superfiziellen Oxidschicht des Titans zu binden. Es kommt dabei zur Interaktionen zwischen den Säuren der Monomere und den OH⁻ Gruppen der oberflächlichen Oxidschicht (Ohno et al. 1998).

Insgesamt zeigt sich, dass die Haftfestigkeit der Zemente der klinischen Dauerbeanspruchung nur ungenügend gerecht wird und dass bei den Befestigungskunststoffen auf die Konditionierung von Restaurations- und Zahnfläche nicht verzichtet werden kann, um klinisch erfolgreich zu sein.

6.2 Diskussion und Vergleich der Werkstoffe

Es gibt zurzeit eine ganze Palette an Befestigungsmaterialien und die Auswahl fällt dabei oft schwer. Es darf nicht nach Gefühl bzw. Gewohnheit und Vorliebe des Behandlers entschieden werden. Vielmehr muss die Auswahl eines Befestigungsmaterials maßgeblich von der Indikation abhängen. Vor der Eingliederung mit Befestigungscomposit sollte man sich folgende Fragen stellen:

Aus welchem Material besteht mein Restaurationsobjekt? Ist die Größe des Schmelz- und Dentinangebotes für eine optimale Haftung ausreichend? Wo liegt die Präparationsgrenze, gingival oder subgingival? Beim Einsetzen von Restaurationen, die ins cervikale Drittel gehen, ist auf ein erhöhtes Sekundärkariesrisiko zu achten.

Denn die chemische Haftung von Composit am Dentin ist zwar schon verbessert aber immer noch in der Entwicklung. Die Randständigkeit im Dentin erreicht nach wie vor nicht die Qualität, wie sie im Zahnschmelz erzielt wird (Krejci und Lutz 1989, Schuckar und Geurtsen 1995).

Im Folgenden werden die Vor- und Nachteile der jeweiligen Materialklassen und ihre Anwendung diskutiert.

Der **Zinkoxidphosphatzement** wird auch heute noch für Befestigungen prothetischer Konstruktionen, z.B. aus Galvanogold, erfolgreich eingesetzt. Dies bestätigen Langzeituntersuchungen (Stellwag 1991). So waren 66,2 % der metallgestützten Versorgungen, die mit Zinkoxidphosphatzement eingesetzt wurden, auch nach 20 Jahren noch im Mund (Holm et al. 2003, DeBacker et al. 2006).

Die Indikation von Zinkoxidphosphatzement bei klinischen Situationen mit makromechanischer Unterstützung kann weiter gelten (Göbel et al. 1999).

Polycarboxylatzemente sind zwar gut pulpaverträglich aber ihre ungünstigen physikalischen Eigenschaften, wie die starke Abbindekontraktion und höhere Filmdicke, stellen ihre Brauchbarkeit sehr in Frage. Es kommt zu Misserfolgen beim Befestigen durch die starke Kontraktion des Befestigungswerkstoffes (Øilo 1976, Welker und Ehmer 1972). Der Polycarboxylatzement entsprach nie den hohen Anforderungen an ein Befestigungsmaterial und ist als ein solches nicht indiziert (Welker und Stranz 1984).

Der **Glasionomerzement** Ketac Cem gehört seit den 80er Jahren zu den erfolgreichsten Zementen auf dem Markt. Hohe mechanische Stabilität, Fluoridabgabe, Biokompatibilität, Dimensionstabilität und, wenn auch gering, chemische Haftung, zeichnet Ketac Cem als ein gutes Befestigungsmaterial aus. Durch die günstige Korngrößenverteilung und die daraus resultierende dünne Filmdicke sind die Auswirkungen auf das Randspaltverhalten auch im Vergleich mit den Compositen positiv zu bewerten. Moderne GIZ stellen auch heute noch durch ihre klinische Tauglichkeit ein universelles prothetisches Befestigungsmaterial mit großer Indikationsbreite dar. Sie sind langzeiterprobt und klinisch bewährt. In den in-vitro Untersuchungen zeigen sie von allen untersuchten Zementen die besten mechanischen Ergebnisse.

Durch die Verwendung von Kapseln können Dosier- und Mischfehler des verarbeitungsempfindlichen Glasionomerzementes ausgeschlossen werden. Als Ersatz für die Composite reichen die physikalischen Eigenschaften der Glasionomerzemente jedoch nicht aus. Sie können mit den modernen Compositen nicht mehr konkurrieren (Welker und Stranz 1984, Rzanny et al. 2004).

Die **Hybrid-GIZ** zeigen bei der Druck- und Biegefestigkeit eine deutliche Verbesserung gegenüber den Zinkoxidphosphat- und Polyacrylatzementen und durch ihren Kunststoffcharakter besitzen sie bessere Voraussetzungen für eine mikromechanische Haftung als die reinen Glasionomerzemente (Lin 1992). Besonders Pro Tec Cem, RelyX Luting Plus und Fuji Plus heben sich bei den eigenen Untersuchungen hervor. Fuji Cem und RelyX Luting zeigen dagegen weniger gute Ergebnisse. Trotzdem konkurrieren die neueren Hybrid-GIZ in ihren mechanischen Eigenschaften immer noch mit dem herkömmlichen GIZ bzw. sind diesem in der Filmdicke, Härte und Abriebresistenz unterlegen. Auch ist die Verwendung der Hybrid-GIZ keine befriedigende Alternative zur adhäsiven Befestigung mit einem Composit.

Unter den **Compomeren** gibt es Produkte, die dem hohen Niveau der Composite entsprechen. Sie verzeichnen eine Steigerung in den mechanischen und physikalischen Materialeigenschaften sowie in der Ästhetik gegenüber den (Hybrid-) GIZ (Hickel et al. 1996, Hickel et al. 1998). Sie müssen, im Gegensatz zu den Glasionomerzementen, mit einem Haftvermittler verarbeitet werden, um genügend Haftung zur Zahnhartsubstanz entwickeln zu können (Hickel et al. 1996). Perma Cem Dual, das dualhärtende Compomer, befindet sich mit seinen Ergebnissen allerdings nicht bei den besten Befestigungscompositen. Die Materialeigenschaften nehmen einen Platz im Mittelfeld des Compositrankings ein. Solche Compomere sind kein Ersatz für Composite. Auch Rzanny et al. zeigen, dass bestimmte Compomere aufgrund von Wasseraufnahme, Quellung und Expansion sowie negativen Folgen für den Halt der Restauration als Befestigungsmaterial nicht zu empfehlen sind (Rzanny et al. 2004).

Composite sind die Werkstoffgruppe der Wahl für adhäsives Befestigen. Sie weisen mit ihrer mechanischen Haftung sowie den guten physikalischen Eigenschaften, im Gegensatz zu den Zementen, eindeutige Vorteile auf. Auch mit ihrer perfekten Ästhetik und geringen Löslichkeit sind sie den Zementen überlegen.

Da die hohen ästhetischen Ansprüche heute im Vordergrund stehen, bleiben die dualhärtenden Composite für das Einsetzen zahnfarbener Restaurationen das Mittel der Wahl (Dörfer et al. 1998). Es werden mittelvisköse dualhärtende Befestigungscomposit empfohlen. Aber grundsätzlich wäre jedes Füllungscomposit zum adhäsiven Befestigen geeignet (Naumann 2000).

Seit der Einführung der Adhäsivtechnik kann ein chemischer Verbund zusätzlich zur mikromechanischen Retention an Zahnschmelz, Dentin und der konditionierten Werkstoffoberfläche durch das Befestigungscomposit hergestellt werden. Der adhäsive Verbund bietet eine Festigkeitssteigerung der Restauration und des Pfeilerzahnes und reduziert die mikroskopische Randundichtigkeit (Sørensen et al. 1991, Burke 1995, Blatz et al. 2002, Burke et al. 2002). Erfolgsbeeinflussend sind Faktoren wie Viskosität des Composites, Raum für das Material, Einsatztechnik, Füllkörpergröße und -anzahl. Da der Füllstoffanteil in den Compositen die Festigkeit erhöht, ist aber auch an ein schwierigeres Entfernen der Überschüsse zu denken (Krejci und Lutz 1989, Naumann 2000). Gerade im Approximalbereich ist dies kritisch zu bewerten. Auch eine zahnhartsubstanzschonende Präparation/Restauration ist bei der spezifischen Adhäsion möglich. Auf eine absolute Trockenhaltung ist bei der Eingliederung der Restauration zu achten. Das Handling bei der Verwendung von Composit ist schwieriger als bei Zement.

In der Literatur findet sich die Meinung, dass zwischen den Befestigungscompositen nur ein geringer Unterschied vorhanden sei (Kunzelmann 2005). Das kann jedoch mit den eigenen Untersuchungen nicht bestätigt werden. Zwischen den dualhärtenden Compositen bestehen offensichtlich erhebliche Qualitätsunterschiede.

Zum Beispiel zeigt das vielgelobte thixotrope **RelyX Unicem** nach diesen in-vitro Untersuchungen die schlechtesten mechanischen Werte aller untersuchten Composite. Die vorliegenden Ergebnisse lassen das selbstadhäsive Befestigungscomposit nur bei der Haftfestigkeit gut erscheinen.

Das rein lichthärtende Composit **X-Flow** ist nur für Fissurenversiegelung und Befestigung von dünnen Veneerschalen geeignet. Die vollständige Polymerisation von rein lichthärtenden Compositen ist u.a. von der Schichtdicke der verwendeten Keramik abhängig. Ein Veneer weist nur eine dünne Schichtdicke auf und das Polymerisationslicht kann ein vollkommenes Durchhärten des Befestigungscomposits ermöglichen. Bei einer dicken Brückenkonstruktion im Seitenzahngebiet käme nicht genügend wirksame Strahlung an das Befestigungscomposit. Wenn ein solch eingeschränkter oder unsicherer Lichtzutritt zum Befestigungscomposit besteht, sollte unbedingt ein dualhärtendes Präparat verwendet werden. Die langsamer ablaufende chemische Abbindereaktion in den tiefen, weniger zugänglichen Bereichen der Kavität kann somit gewährleistet werden, und eine komplette Aushärtung des Befestigungswerkstoffes wird erreicht.

Ein großer Vorteil der rein lichthärtenden Materialien ist die Farbtreue. Ein Nachdunkeln des Materials, wie es bei den Dualhärtenden passieren kann, ist nicht möglich. In dualhärtenden Compositen befindet sich ein hoher Anteil an Aminen. Im Laufe der Zeit neigen diese dazu, nachzudunkeln, und der ästhetische Gesamteffekt verläuft in Richtung dunkelgelb/grau (Farbe B4) (Marquardt und Mörig 2002). Auch der Restmonomergehalt ist bei lichthärtenden Materialien deutlich verringert. Bei den selbsthärtenden Befestigungscompositen liegt dieser relativ hoch (Wollmarker 1996). Im Gegensatz zu den chemisch härtenden Systemen ist bei den rein lichthärtenden die Verarbeitungszeit länger, was bei der Eingliederung von größeren prothetischen Arbeiten von Vorteil sein kann.

Nachteilig ist bei X-Flow die hohe Polymerisationsschrumpfung zu nennen.

2 Bond 2 verhält sich durch seine dünnfließende Eigenschaft ähnlich dem X-Flow. Mit der geringsten Filmdicke und der geringsten Abrasion aller untersuchten Werkstoffe wäre 2 Bond 2 als ein gutes Befestigungscomposit anzusehen, schneidet aber im Gesamtbild eher schlecht ab. Denn bezüglich Biegefestigkeit, Dimensionsverhalten, Druckfestigkeit, Haftfestigkeit und Vickers-Härte werden im Vergleich zu allen untersuchten Compositen schlechtere Werte erreicht.

Beide fließfähigen Composite, X-Flow und 2 Bond 2, sollten aufgrund des geringeren Füllstoffanteils nicht starken Belastungen, wie es bei okklusal getragenen Restaurationen der Fall ist, ausgesetzt sein (Marquardt und Mörig 2002).

Die thixotropen Materialien Variolink Ultra sowie Variolink II und auch Bifix schneiden in den eigenen in-vitro Untersuchungen besser ab als niedrigvisköse. Dies deckt sich mit Untersuchungsergebnissen von Hahn und Mitarbeitern (Hahn et al. 2001).

Variolink Ultra erwies sich hinsichtlich Druck- und Biegefestigkeit den anderen Materialien überlegen. Für das Dimensionsverhalten und die Vickers-Härte wurden ebenfalls gute Werte ermittelt. Dagegen schneidet es bei der Filmdicke, durch den hohen Füllstoffgehalt, und bei der Haftfestigkeit schlecht ab.

Bifix erweist sich nach 24 Stunden als das härteste Material. Hohe Druckfestigkeit und geringe Abrasion ragen hervor.

Als signifikant beste Materialien haben sich von allen untersuchten Compositen **Panavia** und **Twinlook** herauskristallisiert. In den letzten Jahren sind häufig Befestigungsmaterialien auf bis-GMA Basis mit (aktivierten) Phosphateestern eingesetzt worden (Naumann 2000). Dabei hat sich auch in der Klinik der dualhärtende, rötlich aussehende Werkstoff Panavia mit seinen optimalen Fließeigenschaften bewährt. Aber auch der transparente Befestigungswerkstoff Twinlook lässt auf gute klinische Ergebnisse hoffen.

6.3 Adhäsives und konventionelles Befestigen

Bei der konventionellen Art der Befestigung müssen weder die Zahnhartsubstanz noch die Restauration konditioniert werden. Eine relative Trockenlegung genügt, die Überschussentfernung geht leicht und die Wiederentfernung gestaltet sich unproblematisch. Kurzum, der Arbeits- und Zeitaufwand ist geringer als bei der adhäsiven Befestigung. Die konventionelle Zementierung erfreut sich deshalb beim Eingliedern von metallischen Restaurationen großer Beliebtheit. Gerade bei subgingivaler Präparation ist die Verwendung eines Zementes, wegen dessen Feuchtigkeitstoleranz, von Vorteil (Martin et al. 2000). Glasionomerzement kann dabei guten Gewissens zum Einsatz kommen. Aber auch Hybrid-GIZ (Pro Tec Cem) kann verwendet werden.

Trotz aller Verbesserungen der Zemente halten sie nicht allen hohen Anforderungen an ein Befestigungsmaterial stand. Sie unterliegen in ihren mechanischen und physikalischen Eigenschaften den Compositen.

In letzter Zeit werden immer häufiger vollkeramische Restaurationen eingegliedert. Bei der Verwendung von Keramik, welche eine hohe Korrosionsbeständigkeit, geringe Wärmeleitfähigkeit und sehr gute Biokompatibilität aufweist, ist es empfehlenswert, ein zahnfarbenes transparentes Befestigungsmaterial zu verwenden (Burke et al. 2002). Die klinischen Voraussetzungen, wie trockenes Arbeitsfeld, vollständige Polymerisation und hohe Benetzbarkeit der zu verbindenden Flächen, müssen natürlich gewährleistet sein (Pospiech 2002). Außerdem ist bei Verblendschalen (Veneers) eine adhäsive Befestigung zwingend notwendig (Göbel et al. 1998). Die adhäsive Befestigung gewährleistet einen innigen Verbund mit dem Restzahn und es wird eine Verstärkung der Vollkeramikrestauration und des restaurativen Zahnes erzielt (Theis 1987). So sind für die Befestigung von Keramiken vorwiegend dualhärtende Befestigungscomposite zu empfehlen. Diese weisen eine hohe mechanische Festigkeit, hervorragende ästhetische Eigenschaften und klinische Widerstandsfähigkeit gegenüber Kaubelastungen auf (Li and White 1999, Knobloch et al. 2000, Piwowarczyk and Lauer 2003). Im Gegensatz zu den herkömmlichen Zementen sind die Befestigungscomposite praktisch unlöslich und abrasionsresistenter. Auch ein verbesserter Sitz des eingesetzten Werkstückes kann erwartet werden. In der Studie von Reiss 2006 waren beispielsweise Cerec Inlays, welche mit Dentineadhäsiv vorbehandelt und adhäsiv eingesetzt wurden, nach 16 Jahren mit einer Erfolgsquote von 90 % immer noch in situ. Die Resistenz der Befestigungscomposite unter Mundbedingungen ist gegeben. Nach den vorliegenden werkstoffkundlichen Ergebnissen zeigen die dualhärtenden Befestigungscomposite die besten Eigenschaften. Bezüglich der mechanischen Belastbarkeit können alle Composite, bis auf RelyX Unicem, 2 Bond 2 und das Compomer Perma Cem, uneingeschränkt empfohlen werden. Die Composite Panavia und Twinlook sind besonders zu empfehlen.

Die Zirkonoxidkeramik kann generell mit einem Befestigungscomposit aber auch mit Glasionomierzement bzw. Zinkoxidphosphatzement eingegliedert werden. Die Anwendung der Adhäsivtechnik bringt dabei keine Verbesserung in der Haftfähigkeit (Göbel et al. 1998, Pospiech 2002).

Wie auch die Literatur zeigt, können Vollkeramiksysteme, bei hoher Biegefestigkeit und guter Passung, mit konventionellen Zementen auf der Basis makro-mechanischer Retention eingegliedert werden (Edelhoff 2003). Dies bestätigt auch die Untersuchung von Ödman and Andersson 2001, bei der Procera-Kronen konventionell eingegliedert wurden und nach 10 Jahren noch eine Überlebensrate von 92,2 % aufwiesen.

Die prinzipiellen Vorteile der adhäsiven Befestigung legen nahe, nicht nur Veneers und keramische Restaurationen adhäsiv zu befestigen, sondern alle metallischen Restaurationen. Für Marylandbrücken, Attachments und intrakanaläre Stifte sind, nach Konditionierung der genannten Substrate, Befestigungscomposite zu verwenden (Fitchie et al. 1993, Northeast et al. 1995). Dies bestätigen z.B. die positiven klinischen Ergebnisse von Creugers et al. 1992. In ihrer Studie zeigen Marylandbrücken Überlebensraten von 70 bis 94 % nach 10 Jahren adhäsiver Befestigung.

In Abhängigkeit vom Restaurationsmaterial, der klinischen Situation und dem Therapieziel, sollte sich der Behandler zwischen einem mechanisch besseren Composit, welches in der Verarbeitung empfindlicher und zeitintensiver ist, oder einem herkömmlichen Zement mit geringeren mechanisch physikalischen Eigenschaften aber einer einfacheren Verarbeitung entscheiden.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit können dazu ermutigen, öfter Composite und adhäsive Befestigung zu wählen.

7 Schlussfolgerung

Die vorliegenden experimentellen Untersuchungen lassen folgende Schlussfolgerung zu bzw. führen zu folgenden Empfehlungen:

Die begrenzten mechanisch-physikalischen Eigenschaften des Zinkoxidphosphatzementes, wie geringe Biegefestigkeit, fehlende Adhäsion an Zahnhartgewebe und Werkstoffen sowie mangelhafte Abriebresistenz, fordern Zurückhaltung bei seiner Verwendung zum Eingliedern für festsitzende Restaurationen.

Der Polyacrylatzement Durelon ist aufgrund der starken Abbindekontraktion für Befestigungen nicht indiziert.

Wenn auf Grund der klinischen Situation ein Zementieren geboten ist, empfiehlt sich ein Glasionomerzement mit hoher Härte.

Die Hybrid-GIZ sind in allen untersuchten Eigenschaften minderwertiger einzuschätzen als die Befestigungscomposite, stellen aber eine Verbesserung zu den herkömmlichen Zementen dar. Bezüglich der mechanischen Eigenschaften, wie Druck- und Biegefestigkeit, Abrieb und Haftfestigkeit, hebt sich Pro Tec Cem innerhalb der Gruppe der Hybrid-Glasionomerzemente hervor.

Die Compomere reichen in ihren mechanischen Eigenschaften nur ausnahmsweise an die Composite heran. Die niedrigeren mechanischen Werte von Perma Cem Dual und besonders Perma Cem sprechen gegen ihre Verwendung. Den Compomeren sind Composite vorzuziehen.

Insgesamt ergibt sich, dass die Befestigungscomposite, verglichen mit den Zementen, bessere mechanische Eigenschaften aufweisen und einen besseren Sitz der Restauration nach dem Eingliedern und damit eine längere klinische Haltbarkeit erwarten lassen. Eine Anwendung der Composite ist demnach grundsätzlich zu empfehlen, wenn dies die klinische Situation gestattet.

Die besten Befestigungscomposite der untersuchten Palette sind Panavia und Twinlook. Sie erreichen die höchsten mechanischen Werte und sind den anderen dualen Compositwerkstoffen überlegen.

Die Befestigungscomposite können die Zemente, Hybrid-GIZ und Compomere aufgrund der eindeutig besseren mechanischen Eigenschaften und Resistenz unter Mundbedingungen, wenn die klinische Situation es erlaubt und die methodischen Prämissen eingehalten werden können, ablösen.

8 Literaturverzeichnis

Anstice HM and Nicholson JW (1992) Studies on the structure of light-cured glass-ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med* 3:447-451.

Ban S, Iwaya Y, Kono H and Sato H (2006) Surface modification of titanium by etching in concentrated sulfuric acid. *Dent Mater* 22:1115-1120.

Bauer CM, Kunzelmann KH und Hickel R (1995) Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen undOrmoceren. *Dtsch Zahnärztl Z* 50:635-638.

Binus W (1985) Befestigungs- und Unterfüllungsmaterialien. In: Breustedt A und Lenz E (Hrsg.): *Stomatologische Werkstoffkunde*, Johann Ambrosius Barth, Leipzig, S. 202-205.

Blatz MB, Sadan A und Kern M (2002) Adhäsive Befestigung silikatkeramischer Restaurationen. *Quintessenz* 53:827-835.

Brackett WW and Vickery JM (1994) The influence of mixing temperature and powder/liquid ratio on the film thickness of three glass-ionomer cements. *J Prosthodont* 7:13-16.

Branco R and Hegdahl T (1983) Physical properties of some zinc phosphate and polycarboxylate cements. *Acta Odont Scand* 41:349-353.

Browning WD, Nelson SK, Cirbirka R and Myers ML (2002) Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int* 33:95-100.

Buchmann G, Klimm W und Geurtsen W (1992) Der Füllungsrandspalt und dessen mikroökologische Bedeutung. *Dtsch Zahnärztl Z* 47:188-192.

Buresch A (1999) Neue Möglichkeiten der konventionellen Befestigung. *DS* 4:46-47.

Burke FJT (1995) The effect of variations in bonding procedure on the fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 26:293-300.

Burke FJ, Flemming GJ, Nathanson D and Marquis PM (2002) An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* 4:7-22.

Castagnola L und Wirz J (1978) Verkauf und Verbrauch von Befestigungszementen in der Schweiz. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 88:681-686.

Chana H, Ibbetson R, Pearson G and Eder A (1995) The Influence of Film Thickness on the Tensile Bond Strength of Two Resin Cements. *J Dent Res* 74 (Spec Iss 125): 837-837.

Creugers NH, Kayser AF and Van'tHof MA (1992) A seven and a half year survival study of resin-bonded AFPD's. *J Dent Res* 71:1822-1827.

- Davidson CL und de Gee AJ (1996) Verschleißverhalten dentaler Composite-Materialien. *Phillip Journal* 13:171-177.
- DeBacker H, VanMaele G, DeMoor N, Vanden Berghe L and DeBoever J (2006) A 20-year retrospective survival study of fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 19:143-153.
- De Gee AJ, Pallav P and Davidson CL (1986) Effect of Abrasion Medium on Wear of Stress-bearing Composites and Amalgam in vitro. *J Dent Res* 65:654-658.
- De Gee AJ, Pallav P, Werner A and Davidson CL (1990) Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. *Dent Mater* 6:266-270.
- Demmel HJ (1973) Untersuchungen zum Dimensionsverhalten von Polyacrylatzementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 28:390-393.
- Doering J, Jensen ME, Sheth J, Tolliver D and Chan D (1987) Fracture resistance of resin-bonded etched-porcelain full veneer crowns. *J Dent Res* 66:207-207.
- Dörfer C, Seidel J und Staehle HJ (1998) Befestigungskunststoffe. In: Meiners H und Lehmann KM (Hrsg.): *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*, Hanser, München Wien S. 51-56.
- Edelhoff D (2003) Vollkeramik von A- Z. *dental-praxis* 20:80-88.
- Eden GT and Kaciczy JM (1987) Dicor crown strength improvement due to bonding. *J Dent Res* 66:207-207.
- Eickholz P, Mayer T und Staehle HJ (1998) Befestigungszemente. In: Meiners H und Lehmann KM (Hrsg.): *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*, Hanser, München Wien S. 57-64.
- El-Badrawy WA and El-Mowafy OM (1995) Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosth Dent* 73:515-525.
- Ernst CP (2003) Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *zm* 93:790-800.
- Feilzer AJ, de Gee AJ and Davidson CL (1989) Increased wall to wall curing contractions in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 68:48-50.
- Fitchie JG, Zardiackas LD, Givan DA, Anderson L and Caughman WF (1993) Tensile fatigue of two composite cements bonding three base metal alloys to bovine enamel. *Dent Mater* 9:28-28.
- Fleming GJP, Shelton RM, Landini G and Marquis PM (2001) The influence of mixing ratio on the toughening mechanisms of a hand-mixed zinc phosphate dental cement. *Dent Mater* 17:14-20.

- Frankenberger R, Krämer N, Hahn C, Sindel J und Pelka M (1996) Beurteilung der Klebefugenabrasion von Adhäsivinlays in-vivo. Dtsch Zahnärztl Z 51:591-594.
- Glasspoole EA and Erikson RL (1989) The effect of finishing time on wear resistance of composites. J Dent Res 68:Abstract 203.
- Gnauck M, Rzanny A, Welker D und Küpper H (2005) Experimentelle 3-Medien- und Bürstenabrasion von Kompositen. Dtsch Zahnärztl Z 60:100-104.
- Gomolka M (2003) Experimentelle Untersuchungen von Stumpfaufbau-Werkstoffen und Adhäsiv-Systemen zu Zahnhartsubstanzen und metallischen Werkstoffen. Zahnmed Diss, Jena.
- Göbel R und Welker D (1996) Metall-Kunststoff-Verbundverfahren in der Zahnmedizin. Dental-labor XLIV:2045-2052.
- Göbel R und Welker D (1999) Etablierte und neuentwickelte Metall-Kunststoff-Verbundverfahren im experimentellen Vergleich. Dtsch Zahnärztl Z 54:644-647.
- Göbel R, Luthardt R und Welker D (1998) Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen Zirkonoxid und Titan. Dtsch Zahnärztl Z 53:295-298.
- Göbel R, Welker D und Zitter M (1999) Substratkonditionierung bei restaurativen Werkstoffen. Swiss dent 20:11-15.
- Gütschow F (1994) Untersuchungen zum Einfluss der Klebschichtstärke auf die plastische Deformation von Industrie- und Dentalklebern. Dtsch Zahnärztl Z 49:701-706.
- Gutzwiller WL und Strub JR (1982) Der Einfluss der Oberflächenrauigkeit des Dentins auf die Glasionomerzementhaftung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 92:751-757.
- Hahn P, Attin T, Grofke M and Hellwig E (2001) Influence of resin cement viscosity in microleakage of ceramic inlays. Dent Mater 17:191-196.
- Hellwig E, Klimek J und Attin T (1995) Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg.): Einführung in die Zahnerhaltung, Urban & Fischer, München Jena S. 145-155.
- Hickel R (1997) Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 52:572-585.
- Hickel R, Kremers L und Haffner C (1996) Kompomere. Quintessenz 47:1581-1589.
- Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M and Anusavice K (1998) New direct restorative materials. Int dent J 48:3-16.
- Hilpert M (2006) Verbunde mit Galvanogold bei keramischer Verblendung und Befestigung. Zahnmed Diss, Jena.

- Holm C, Tidehag P, Tillberg A and Mollin M (2003) Longevity and quality of FPDs: A retrospective study of restorations 30, 20 and 10 years after insertion. *Int J Prosthodont* 16:283-289.
- Horn H (1967) Das Zementieren von Kronen und Brücken. *Prothetische Zahnheilkunde* 4:1-4.
- Isenberg BP, Essig ME and Leinefelder KF (1992) Three year clinical evaluation of CAD/CAM restorations. *J Esthet Dent* 4:173-176.
- Janda R (2000) Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K und Kappert HF (Hrsg.): *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York S. 175, 198.
- Janda R und Newesely H (1984) Zemente, Composites, Adhäsive und Kleber. In: Voß R und Meiners H (Hrsg.): *Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde*, Bd 2, Hanser, München Wien S. 284-303.
- Janda R und Newesely H (1987) Zemente, Composites, Adhäsive und Kleber. In: Voß R und Meiners H (Hrsg.): *Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde*, Bd 3, Hanser, München Wien S. 394-423.
- Kajihara H, Suzuki S, Minesaki Y, Kurashige H and Tanaka T (2004) The effects of air abrasion on dentin, enamel, and metal bonding. *Am J Dent* 17:161-164.
- Kawahara H and Yamagami A (1968) Biological testing of dental materials by means of tissue culture. *Int Dent J* 18:443-467.
- Klötzer WT (1970) Polycarboxylatzemente. *Dtsch Zahnärztl Z* 25:870- 886.
- Knappwost A (1950) Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle. *Dtsch Zahnärztl Z* 5:1022-1030.
- Knobloch LA, Kerby RE, MC Millen K and Clelland N (2000) Solubility and sorption of resin-based luting cements. *Oper Dent* 25:434-434.
- Körber K und Ludwig K (1993) Befestigungskunststoffe. In Körber K und Ludwig K (Hrsg.): *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie*, Thieme, Stuttgart New York S. 74-74.
- Kramer R (1983) Über das Auswasch- und Haftungsverhalten zahnärztlicher Befestigungszemente in Zementierungsspalten bei unterschiedlichen Mischverhältnissen. *Med Diss, Köln*.
- Krejci I und Lutz F (1989) Tulux Zement. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99:454-459.
- Kullmann W (1985) Die Filmdicke von Befestigungskunststoffen. *ZWR* 94:943-953.

- Kullmann W und Triadan H (1984) Die Oberflächenbearbeitung von Glasionomer-Füllungsmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed 94:634-646.
- Kunzelmann KH (2005) Kleben bringt Veneers Stabilität. Dental Magazin 5:52-59.
- Kunzelmann KH und Hickel R (1990) Spannungsentwicklung durch Polymerisations-schrumpfung bei Komposit-Klebern. Dtsch Zahnärztl Z 45:699-700.
- Lai JH and Johnson AE (1993) Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. Dent Mater 9:139-143.
- Li ZC and White SN (1999) Mechanical properties of dental luting cements. J Prosth Dent 81:597-609.
- Lin A (1992) Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. J dent Res 71:1836-1841.
- Livaditis GJ (1983) Die Maryland-Brücke: Gestaltungsprinzipien. Int J Par Res Zahnheilk 4:34-47.
- Ludwig K (2004) Befestigungskomposit, Befestigungsmaterialien und Glas-Polyalkenoat-Zement. In: Ludwig K (Hrsg.): Lexikon der zahnmedizinischen Werkstoffkunde, Quintessenz Verlag, Berlin S. 14-15, 37-39, 118-119.
- Lutz F, Lüscher B, Ochsenbein H und Mühlemann HR (1976) Adhäsive Zahnheilkunde, Juris, Zürich.
- Lutz F, Phillips RW, Roulet JF und Imfeld TH (1983) Komposits - Klassifikation und Wertung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 93:914-929.
- Malament KA and Socransky SS (2001) Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. J Prosth Dent 86:511-519.
- Maldonado A, Schwartz ML and Phillips RW (1978) An in vitro study of certain properties of a glass ionomer cement. J Am Dent Assoc 96:785-791.
- Manhart J und Hickel R (1999) Okklusale Compomerversorgungen mit einem selbststützenden Adhäsiv. Phillip Journal 3-4:76-84.
- Marquardt S und Mörig G (2002) Befestigung vollkeramischer Restaurationen. ZMK 18:208-214.
- Martin M, Ernst CP und Willershausen B (2000) Ketac Cem®. ZWR 109:388-390.
- Marxkors R und Meiners H (1993) Befestigungszemente. In: Marxkors R und Meiners H (Hrsg.): Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, Hanser, München Wien S. 77-80.

- McLean JW, Nicholson JW and Wilson AD (1994) Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 25:587-589.
- Meryon SD, Stephens PG and Browne RM (1983) A Comparison of the in vitro Cytotoxicity of Two Glass-ionomer Cements. *J Dent Res* 62:769-773.
- Meyer JM (1978) Caractéristiques physico-chimiques des produits d'obturation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 88:532-543.
- Miller MB (1997) Befestigungszemente - Indikation und Alternativen. *Phillip Journal* 14:385-386.
- Naumann M (2000) Kleben oder Zementieren? *Zahn Prax* 4:298-308.
- Newesely H (1974) Über die chemische Struktur der Kunststoffe in der konservierenden Zahnheilkunde. *Dtsch Zahnärztl Z* 29:436-441.
- Nkenke E, Hickel R, Kunzelmann KH und Martus P (1993) Zuverlässigkeit der Haftfestigkeit von verschiedenen Befestigungskompositen an Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 48:376-378.
- Northeast SE, van Noort R and Shaglouf AS (1995) Tensile peel failure of resin-bonded Ni/Cr beams: an experimental and finite element study. *J Dent* 23:63-63.
- Ohno H, Yamane Y, Endo K, Araki Y and Iizuka R (1998) Adhesion of adhesive resin to dental precious metal alloys. Part I. New precious metal alloys with base metals for resin bonding. *Dent Mater J* 17:285-293.
- Ödman P and Andersson B (2001) Procera All Ceram Crowns followed for 5 to 10,5 years. A prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 14:504-509.
- Øilo G (1976) Linear dimensional changes during setting of two polycarboxylate cements. *J Oral Rehabil* 3:161-166.
- Øilo G (1978) The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil* 5:377-389.
- Pallav P, de Gee AJ, Werner A and Davidson CL (1993) Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing composites. *J Dent Res* 72:56- 61.
- Patyk A, Hülsmann M und Rinke S (1993) Untersuchung zur Partikelgröße zahnärztlicher Befestigungszemente. *Dtsch Zahnärztl Z* 48:372-375.
- Piwowarczyk A and Lauer HC (2003) Mechanical properties of luting cements after storage. *Oper Dent* 28:535-542.

- Piwowarczyk A, Windmüller B, Mahler A and Lauer HC (2002) In-Vitro Study of the Mechanical Properties of Luting Cements. J Dent Res 81 (Spec Iss A):Abstract 413.
- Piwowarczyk A, Ottl P, Lindemann K, Zipprich H, Bender R und Lauer HC (2005) Langzeithaftverbund zwischen Befestigungszementen und keramischen Werkstoffen. Dtsch Zahnärztl Z 60:314-320.
- Pospiech P (2002) All-ceramic-crowns: bonding or cementing? Clin Oral Invest 6:189-197.
- Reiss B (2006) Clinical result of Cerec inlays in a dental practice over a period of 19 years. Int J Comp dent 9:11-22.
- Riehle M und Simmchen E (1997) Eigenschaften der Werkstoffe und ihre Prüfung. In: Riehle M und Simmchen E (Hrsg.): Grundlagen der Werkstofftechnik, Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Stuttgart S. 140-146, 214-215.
- Ring AL (1969) Zur Frage von Pulpaschädigungen nach Inlay- und Kronenpräparation unter besonderer Berücksichtigung von Durelon. Der Zahnarzt 2:1-11.
- Rosenstiel SF, Land MF and Crispin BJ (1998) Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosth Dent 80:280-301.
- Rzanny A und Welker D (1999) Materialkundlicher Fortschritt bei Füllungsworkstoffen? ZWR 108:650-660.
- Rzanny A und Welker D (2000) Aktuelle zahnfarbene Füllungswerkstoffe - eine werkstoffkundliche Standortbestimmung. Zahn Prax 3:6-14.
- Rzanny A, Göbel R und Welker D (1995) Quasistatische Prüfungen an 21 Füllungs- und Verblendkomposits. ZWR 104:698-703.
- Rzanny A, Gomolka M und Welker D (2004) Komposite für den Stumpfaufbau. Quintessenz 55:795-805.
- Schneider H (1996) Kompomere, Komposits und Adhäsive. Dental Magazin 14:6-16.
- Scholze E (2003) Praktische Erfahrungen mit einem neuen Befestigungszement. ZMK 19:506-507.
- Schuckar M und Geurtsen W (1995) Die approximal zervicale Randsdichte von Klasse II- Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastungen. Dtsch Zahnärztl Z 50:164-166.
- Schuh H (1993) Glasionomerzemente: Entwicklung und Tendenzen. Zahnarzt Magazin 8, H.1:35-41 und H. 2:10-13.
- Schwickerath H (1970) Befestigung von Kronen und Brücken. ZWR 79:145-149.

- Sørensen JA (1997) Restaurationen mit Vollkeramik-Kronen. *Phillip Journal* 14:373-375.
- Sørensen JA and Munksgaard EC (1995) Interfacial gaps of resin cemented ceramic inlays. *Eur J Oral Sci* 103:116-130.
- Sørensen JA, Kang SK and Avera SP (1991) Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater* 7:118-123.
- Stachniss K, Stachniss V und Lotzmann U (2006) Scherfestigkeit von Adhäsivzement an Schmelz, Dentin, Keramik und Edelmetall nach Strahlen mit Al_2O_3 . *Dtsch Zahnärztl Z* 61:92-96.
- Städtler P und Jeglitsch M (1994) Glasionomerzemente im Rasterelektronenmikroskop. *ZWR* 103:448-452.
- Staehle HJ und Bößmann K (1984) Experimentelle Untersuchung über die antikariogene Wirkung von Glasionomerzementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 39:532-534.
- Stefan KP (1999) Definitive Befestigungsmaterialien. *Phillip Journal* 16:249-251.
- Stellwag H (1991) Untersuchung der Haftfestigkeit von drei verschiedenen Befestigungszementen an mit fünf Verfahren oberflächenkonditionierten Galvanokronen in-vitro. *Zahnmed Diss, FU Berlin*.
- Taira Y and Imai Y (1995) Primer for bonding resin to metal. *Dent Mater* 11:2-6.
- Theis KW (1987) Glaskeramik - Ein neues Restaurationsmaterial. *Phillip Journal* 4:38-40.
- Teubner E und Welker D (2003) Zubereitung und Qualität restaurativer Werkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 58:529-532.
- Tsukada G, Tanaka T, Kajihara M and Inoue K (2006) Film thickness and fluidity of various luting cements determined using a trial indentation meter. *Dent Mater* 22: 183-188.
- Van Noort R (1987) Luting Cements. In: Van Noort R (Hrsg.): *Dental Materials*, Mosby, London S. 118-119.
- Viohl J und Welker D (2004): Zemente, provisorische Verschluss- und Befestigungswerkstoffe. Unveröffentlichtes Manuskript für Eichner K und Kappert HF (Hrsg.) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung* Band 2.
- Watts DC and Cash AJ (1992) Kinetic mechanism of photo-polymerization in dental resins and composites. *J Dent Res* 71:Abstract 1005.
- Weikart P (1966) Werkstoffprüfung. In: Weikart P (Hrsg.): *Werkstoffe für Zahnärzte*, Hanser, München S. 91- 98.

Welker D (1970) Vergleichende werkstoffkundliche Prüfungen an EBA-Zementen und Zinkoxid-Phosphat-Zementen. Dtsch Stomatol 18:557-564.

Welker D (1978) Report zum Kapsel - Dosier - und Misch - System. 4. Mitt.: Richtigkeit und Präzision bei der Dosierung von Mehrkomponenten - Werkstoffen, Prädosierung in der täglichen Praxis als Zwischenlösung zum Kapsel - Dosier und Mischsystem. Stomatol DDR 28:329-337.

Welker D (1980) Untersuchungen zu Problemen und Möglichkeiten rationeller Zubereitung von Mehrkomponenten-Werkstoffen in der Stomatologie. Med Diss (B), Uni Jena.

Welker (1981a) Aluminium-Siliko-Polyakrylatzement (ASPA) im vergleichend-werkstoffkundlichen Test. Dtsch Zahnärztl Z 36:114-120.

Welker (1981b) Aluminium-Siliko-Polyakrylatzement (ASPA) im vergleichend-werkstoffkundlichen Test. Dtsch Zahnärztl Z 36:478-487.

Welker D (1984) Werkstoffe zum Befestigen von Kronen- und Brückenprothesen - eine experimentelle Standortbestimmung. Zahntechnik 25:83-88.

Welker D und Ehmer D (1972) Ergebnisse werkstoffkundlicher Untersuchungen an Polyakrylatzementen. Dtsch Stomatol 22:170-178.

Welker D und Neupert G (1974) Vergleichender biologischer Test von Polyakrylat- und Phosphatzement an Monolayer-Kulturen. Stomatol DDR 24:602-610.

Welker D und Stranz I (1984) Experimentelle Untersuchungen der physikalischen und biologischen Eigenschaften von Polyakrylatzement. Stomatol DDR 34:682-690.

Welker D, Rzanny A und Göbel R (1997) Glasionomerwerkstoffe - 25 Jahre nach ihrer Markteinführung. Dental Magazin 15, H. 2:64-76.

Windeler AS (1979) Powder enrichment effects on film thickness of zinc phosphate cement. J Prosth Dent 42:299-303.

Wollmarker B (1996) Adhäsives Befestigen ästhetischer Restaurationen. ZMK 9: 12-16.

9 Anhang

Danksagung

Herrn Prof. em. Dr. med. dent. habil. D. Welker, ehem. Leiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena, danke ich für die Vergabe des Themas, die gewährte Unterstützung und das große Interesse am Fortgang der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. A. Rzanny, wissenschaftliche Mitarbeiterin des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, für die fachlich kompetente Beratung und Unterstützung bei allen methodischen und werkstoffkundlichen Fragen.

Des Weiteren danke ich Herrn Dr. Göbel und Herrn M. Fachet, Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, für die fachliche Hilfestellung bei der Durchführung der Experimente sowie der unermüdlichen Beratung und Betreuung.

Ein ganz besonderer Dank für die Unterstützung während meiner Promotionszeit, gilt meiner Familie und meinen Freunden aus dem Bereich der Werkstoffkunde.

Jena, den 07.12.2007

Lebenslauf

Name, Vorname:	Rab, Juliana
Geburtsdatum:	04. Oktober 1981
Geburtsort:	Jena
Familienstand:	ledig
09/1988 - 08/1992	Grundschule in Gera
09/1992 - 08/1997	Albert-Schweitzer-Gymnasium in Gera
09/1997 - 08/2000	Georg-Samuel-Dörffel-Gymnasium in Weida
08/2000	Abschluss mit Erhalt der Allgemeinen Hochschulreife
10/2000 - 01/2006	Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
01/2006	Abschluss des Staatsexamens und Erhalt der Approbation als Zahnärztin
04/2006 - 01/2007	Promovendin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
ab 01/2007	Zahnärztin in einer staatlichen Zahnklinik in Värnamo in Südschweden

Jena, den 07.12.2007

Unterschrift

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönliche Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Herr Prof. em. Dr. D. Welker sowie die in der Danksagung genannten Personen,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und das Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die in Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 07.12.2007

Juliana Rab

10 Tabellenanhang

10.1 Ergebnistabellen mit Mittelwerten (x), Standardabweichungen (s), relativem Fehler (s %) und Anzahl der Messungen (n) n.m.= nicht messbar

Tab. 2: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %)
der Vickers-Härte [HV₁₋₂₀] nach 15 min, 1 Stunde und 24 Stunden.

n je 12	15 min			1 Stunde			24 Stunden		
	x	s	s %	x	s	s %	x	s	s %
Dual Cement	23,5	2,4	10,2	24,6	4,1	16,6	37,1	4,0	10,8
Variolink II	38,8	3,3	8,5	42,6	4,3	10,1	55,0	3,7	6,7
Variolink Ultra	59,3	14,2	23,9	65,7	11,2	17,0	73,0	7,4	10,1
Panavia	58,7	5,4	9,2	67,5	7,6	11,3	74,4	9,0	12,1
Bifix	56,8	10,9	19,2	65,0	3,9	6,0	78,1	5,3	6,8
2 Bond 2	27,5	5,0	18,2	28,6	3,3	11,5	30,3	4,0	13,2
RelyX Unicem		n.m.		7,1	0,4	5,7	15,8	1,0	6,3
Twinlook	45,1	5,2	11,5	47,2	4,1	8,7	59,5	3,1	5,2
X-Flow	35,2	4,1	11,6	38,9	5,7	14,6	42,7	4,6	10,8
Perma Cem	23,2	4,2	18,1	26,1	3,2	12,3	29,3	5,2	17,8
Perma Cem Dual	35,9	4,9	13,7	41,3	3,2	7,8	55,8	4,2	7,5
Harvard Cement		n.m.		25,3	4,6	18,2	55,8	19,7	35,3
Ketac Cem	10,9	1,8	16,5	34,3	4,1	12,0	70,0	4,8	6,9
Fuji Cem	4,9	0,9	18,3	11,0	0,8	7,3	21,2	2,9	13,7
Fuji Plus	14,5	2,7	18,7	24,3	2,5	10,3	37,1	2,9	7,8
RelyX Luting	3,0	0,3	10,1	8,6	0,6	7,0	39,2	3,1	7,9
RelyX Luting Plus	5,2	2,6	49,7	8,1	0,6	7,4	29,8	1,6	5,4
Pro Tec Cem	10,2	2,9	28,4	13,3	4,7	35,4	21,8	9,4	43,2
Durelon		n.m.		6,1	0,3	4,9	29,5	2,0	6,8

Tab. 3: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %) der Biegefestigkeit [N/mm²] nach 1 Tag in feuchter Kammer.

n je 4	x	s	s %
Dual Cement	111,6	5,6	5,0
Variolink II	106,1	6,1	5,7
Variolink Ultra	139,8	2,7	2,0
Panavia	96,7	2,2	2,3
Bifix	82,6	5,4	6,5
2 Bond 2	37,7	4,6	12,2
RelyX Unicem	56,4	6,0	10,6
Twinlook	102,4	4,3	4,2
X-Flow	79,2	5,6	7,1
Perma Cem	85,2	1,0	1,2
Perma Cem Dual	63,8	6,1	9,5
Harvard Cement		n.m.	
Ketac Cem	30,9	3,8	12,2
Fuji Cem	13,5	1,1	8,4
Fuji Plus	34,2	2,5	7,3
RelyX Luting	22,4	1,1	5,1
RelyX Luting Plus	23,9	3,5	14,7
Pro Tec Cem	56,1	3,9	7,0
Durelon	15,9	2,5	15,7

Tab. 4: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %) der Druckfestigkeit [N/mm²] nach 1 Tag in feuchter Kammer.

n je 8	x	s	s %
Dual Cement	256,6	14,8	5,8
Variolink II	247,2	14,1	5,7
Variolink Ultra	298,5	19,4	6,5
Panavia	235,2	14,0	6,0
Bifix	269,5	21,6	8,0
2 bond 2	107,0	7,7	7,2
RelyX Unicem	174,0	10,6	6,1
Twinlook	280,6	10,2	3,6
X-Flow	188,4	12,4	6,6
Perma Cem	191,9	7,1	3,7
Perma Cem Dual	200,7	8,3	4,2
Harvard Cement	86,4	7,4	8,5
Ketac Cem	112,8	11,7	10,4
Fuji Cem	57,0	9,2	16,2
Fuji Plus	126,3	6,8	5,4
RelyX Luting	102,9	9,1	8,9
RelyX Luting Plus	97,0	11,7	12,0
Pro Tec Cem	141,8	14,8	10,5
Durelon	54,8	7,2	13,1

Tab. 5: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %) der Abriebresistenz [mm²] der Composite/ Compomere und der AlMg Legierung nach 50.000 U, 100.000 U und 200.000 U.

n je 10	50.000 U			100.000 U			200.000 U		
	x	s	s %	x	s	s %	x	s	s %
AlMg Leg.	0,12	0,03	23,33	0,21	0,02	9,00	0,41	0,05	11,59
Dual Cement	0,20	0,04	19,90	0,34	0,03	7,92	0,66	0,05	6,84
Variolink II	0,26	0,06	22,99	0,48	0,03	5,23	0,77	0,05	5,87
Variolink Ultra	0,33	0,01	3,38	0,57	0,03	5,83	0,91	0,03	3,52
Panavia	0,40	0,02	4,27	0,80	0,09	11,69	1,33	0,18	13,36
Bifix	0,17	0,01	3,61	0,34	0,02	6,49	0,57	0,11	18,36
2 Bond 2	0,13	0,00	2,27	0,26	0,02	6,46	0,49	0,02	4,07
RelyX Unicem	0,78	0,03	3,32	1,61	0,25	15,47	2,08	0,12	5,96
Twinlook	0,30	0,01	1,69	0,62	0,08	13,41	0,98	0,19	19,65
X-Flow	0,30	0,01	1,67	0,52	0,04	8,12	0,91	0,11	11,56
Perma Cem	0,27	0,02	6,64	0,58	0,08	13,89	0,98	0,20	20,00
Perma Cem Dual	0,26	0,01	3,41	0,76	0,15	19,55	1,21	0,21	17,63

Tab. 6: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %) der Abriebresistenz [mm²] der Zemente und der AlMg Legierung nach 10.000 U, 20.000 U, 50.000 U und 100.000 U.

n je 10	10.000 U			20.000 U		
	x	s	s %	x	s	s %
AlMg Leg.	0,03	0,01	22,58	0,06	0,01	12,07
Harvard Cement	0,41	0,01	2,94	0,75	0,03	3,74
Ketac Cem	0,14	0,01	8,15	0,23	0,03	13,97
Fuji Cem	0,35	0,03	7,08	0,63	0,03	5,12
Fuji Plus	0,40	0,03	7,52	0,61	0,12	20,26
RelyX Luting	0,41	0,06	15,40	0,76	0,20	26,25
RelyX Luting Plus	0,18	0,01	7,69	0,36	0,02	4,79
Pro Tec Cem	0,08	0,01	10,67	0,21	0,03	11,79
Durelon	0,63	0,02	2,88	0,96	0,05	4,92

n je 10	50.000 U			100.000 U		
	x	s	s %	x	s	s %
AlMg Leg.	0,12	0,03	23,33	0,21	0,02	9,00
Harvard Cement		n.m.			n.m.	
Ketac Cem	0,75	0,08	10,95	1,17	0,19	16,10
Fuji Cem	1,45	0,30	20,36	1,86	0,23	12,50
Fuji Plus	1,51	0,29	19,11	2,07	0,06	2,70
RelyX Luting	1,37	0,32	23,19	1,78	0,19	10,59
RelyX Luting Plus	0,87	0,14	16,61	1,14	0,06	5,00
Pro Tec Cem	0,50	0,06	10,93	0,68	0,09	13,09
Durelon	2,08	0,02	0,72		n.m.	

Tab. 7: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %) der Abriebresistenz [mm²] der Composite/ Compomere, Zemente und der AlMg Legierung nach 50.000 U und 100.000 U.

n je 10	50.000 U			100.000 U		
	x	s	s %	x	s	s %
AlMg Leg.	0,12	0,03	23,33	0,21	0,02	9,00
Dual Cement	0,20	0,04	19,90	0,34	0,03	7,92
Variolink II	0,26	0,06	22,99	0,48	0,03	5,23
Variolink Ultra	0,33	0,01	3,38	0,57	0,03	5,83
Panavia	0,40	0,02	4,27	0,80	0,09	11,69
Bifix	0,17	0,01	3,61	0,34	0,02	6,49
2 Bond 2	0,13	0,00	2,27	0,26	0,02	6,46
RelyX Unicem	0,78	0,03	3,32	1,61	0,25	15,47
Twinlook	0,30	0,01	1,69	0,62	0,08	13,41
X-Flow	0,30	0,01	1,67	0,52	0,04	8,12
Perma Cem	0,27	0,02	6,64	0,58	0,08	13,89
Perma Cem Dual	0,26	0,01	3,41	0,76	0,15	19,55
Harvard Cement		n.m.			n.m.	
Ketac Cem	0,75	0,08	10,95	1,17	0,19	16,10
Fuji Cem	1,45	0,30	20,36	1,86	0,23	12,50
Fuji Plus	1,51	0,29	19,11	2,07	0,06	2,70
RelyX Luting	1,37	0,32	23,19	1,78	0,19	10,59
RelyX Luting Plus	0,87	0,14	16,61	1,14	0,06	5,00
Pro Tec Cem	0,50	0,06	10,93	0,68	0,09	13,09
Durelon	2,08	0,02	0,72		n.m.	

Tab. 8: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %) der Filmdicke [μm].

n je 3	x	s	s %
Dual Cement	51,0	4,0	7,8
Variolink II	324,0	43,3	13,4
Variolink Ultra	409,0	62,5	15,3
Panavia	9,7	2,1	21,6
Bifix	14,3	5,5	38,5
2 Bond 2	2,7	1,2	44,4
RelyX Unicem	28,3	0,6	2,1
Twinlook	13,0	1,0	7,7
X-Flow		n.m.	
Perma Cem	376,0	16,8	4,5
Perma Cem Dual	323,7	40,9	12,6
Harvard Cement	30,4	4,0	13,5
Ketac Cem	330,0	35,2	10,7
Fuji Cem	466,7	22,3	4,8
Fuji Plus	413,3	45,2	11,0
RelyX Luting	370,3	21,5	5,8
RelyX Luting Plus	217,0	15,1	7,0
Pro Tec Cem	421,0	18,0	4,3
Durelon	58,7	6,4	10,9

Tab. 9: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %) der Filmdicke [μm] mit und ohne subjektive Krafteinwirkung auf Variolink II und Variolink Ultra vor der chemischen Aushärtung.

manuelle Kraft auf beide Composite		
n je 3	Variolink II	Variolink Ultra
x	79	78
s	11,5	5,6
s %	14,5	7,1
ohne manuelle Kraft auf beide Composite		
n je 3	Variolink II	Variolink Ultra
x	324,0	409,0
s	43,3	62,5
s %	13,4	15,3

Tab. 10: Mittelwerte (x) der Filmdicke [μm] von Dual Cement und Perma Cem nach Einwirkung von verschiedenen Gewichten [kg].

	Dual Cement	Perma Cem
n je 3	x	x
1 kg	196	540
2 kg	131	452
3 kg	51	376
4 kg	21	330
5 kg	15	296
6 kg	0	235

Tab. 11: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %) der Polymerisationsschrumpfung [%lin] nach 2 min.

n je 6	x	s	s %
Dual Cement	-3,5	0,2	6,0
Variolink II	-2,1	0,3	11,9
Variolink Ultra	-2,1	0,4	17,1
Panavia	-1,2	0,6	46,6
Bifix	-5,0	0,8	16,0
2 Bond 2	-5,1	0,4	6,9
RelyX Unicem	-3,8	0,5	11,8
Twinlook	-2,6	0,4	16,9
X-Flow	-4,9	0,5	10,4
Perma Cem Dual	-4,0	1,3	31,8

Tab. 12: Mittelwerte (x), Standardabweichungen (s) und relativer Fehler (s %) der Haftfestigkeit [MPa] (an Titan) nach 1 Tag in feuchter Kammer.

n je 5	x	s	s %
Dual Cement	6,1	0,9	14,8
Variolink II	8,0	0,6	7,5
Variolink Ultra	5,6	0,9	16,1
Panavia	14,5	2,0	13,8
Bifix	6,9	1,0	14,5
2 Bond 2	4,5	0,7	14
RelyX Unicem	10,9	1,4	5,5
Twinlook	8,4	1,1	13,1
X-Flow	18,1	1,9	10,5
Perma Cem	8,5	0,7	8,2
Perma Cem Dual	8,4	1,2	14,3
Harvard Cement	1,5	0,2	13,3
Ketac Cem	3,2	0,3	9,4
Fuji Cem	7,0	0,8	11,4
Fuji Plus	10,5	1,6	15,2
RelyX Luting	2,9	0,4	13,8
RelyX Luting Plus	5,8	0,7	12,1
Pro Tec Cem	9,9	0,3	3
Durelon		n.m.	

10.2 Statistiktabellen

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse der Composite/ Compomere und Zemente nach unterschiedlichen Untersuchungskriterien.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

■ = kein statistisch signifikanter Unterschied

■ = keine Messung bzw. Berechnung möglich

Tab. 13: Vickers-Härte nach 15 min.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
Dual Cement		□	□	□	□	□	■	□	□		□
Variolink II	□		□	□	□	□	■	□		□	
Variolink Ultra	□	□				□	■	□	□	□	□
Panavia	□	□				□	■	□	□	□	□
Bifix	□	□				□	■	□	□	□	□
2 Bond 2	□	□	□	□	□		■	□	□	□	□
RelyX Unicem											
Twinlook	□	□	□	□	□	□			□	□	□
X-Flow	□		□	□	□	□	■	□		□	
Perma Cem		□	□	□	□	□	■	□			□
Perma Cem Dual	□		□	□	□	□	■	□		□	

Tab. 14: Vickers-Härte nach 15 min.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Harvard Cement								
Ketac Cem			□	□	□	□		
Fuji Cem		□		□	□		□	
Fuji Plus		□	□		□	□	□	
RelyX Luting		□	□	□		□	□	
RelyX Luting Plus		□		□	□		□	
Pro Tec Cem			□	□	□	□		
Durelon								

Tab. 15: Vickers-Härte nach 1 Stunde.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
Dual Cement		□	□	□	□		□	□	□		□
Variolink II	□		□	□	□	□	□			□	
Variolink Ultra	□	□				□	□	□	□	□	□
Panavia	□	□				□	□	□	□	□	□
Bifix	□	□				□	□	□	□	□	□
2 Bond 2		□	□	□	□		□	□	□		□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□
Twinlook	□		□	□	□	□	□		□	□	□
X-Flow	□		□	□	□	□	□	□		□	
Perma Cem		□	□	□	□		□	□	□		□
Perma Cem Dual	□		□	□	□	□	□	□		□	

Tab. 16: Vickers-Härte nach 1 Stunde.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Harvard Cement		□	□		□	□	□	□
Ketac Cem	□		□	□	□	□	□	□
Fuji Cem	□	□		□	□	□		□
Fuji Plus		□	□		□	□	□	□
RelyX Luting	□	□	□	□			□	□
RelyX Luting Plus	□	□	□	□			□	□
Pro Tec Cem	□	□		□	□	□		□
Durelon	□	□	□	□	□	□	□	

Tab. 17: Vickers-Härte nach 24 Stunden.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
Dual Cement		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Variolink II	□		□	□	□	□	□	□	□	□	
Variolink Ultra	□	□				□	□	□	□	□	□
Panavia	□	□				□	□	□	□	□	□
Bifix	□	□				□	□	□	□	□	□
2 Bond 2	□	□	□	□	□		□	□	□		□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□
Twinlook	□	□	□	□	□	□	□		□	□	
X-Flow	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□
Perma Cem	□	□	□	□	□		□	□	□		□
Perma Cem Dual	□		□	□	□	□	□		□	□	

Tab. 18: Vickers-Härte nach 24 Stunden.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Harvard Cement			□	□	□	□	□	□
Ketac Cem			□	□	□	□	□	□
Fuji Cem	□	□		□	□	□	□	□
Fuji Plus	□	□	□		□	□	□	□
RelyX Luting	□	□	□			□	□	□
RelyX Luting Plus	□	□	□	□	□		□	□
Pro Tec Cem	□	□		□	□	□		□
Durelon	□	□	□	□	□			

Tab. 19: Vickers-Härte nach 24 Stunden.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere und Zemente.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Dual Cement		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Variolink II	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Variolink Ultra	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Panavia	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Bifix	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
2 Bond 2	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Twinlook	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
X-Flow	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Perma Cem	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□
Perma Cem Dual	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□
Harvard Cement	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Ketac Cem	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□
Fuji Cem	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□
Fuji Plus	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□
RelyX Luting	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□
RelyX Luting Plus	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□
Pro Tec Cem	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□
Durelon	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	

Tab. 20: Biegefestigkeit.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
Dual Cement			□	□	□	□	□		□	□	□
Variolink II			□		□	□	□		□	□	□
Variolink Ultra	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□
Panavia	□		□		□	□	□		□	□	□
Bifix	□	□	□	□		□	□	□			□
2 Bond 2	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□		□	□	□	
Twinlook			□		□	□	□		□	□	□
X-Flow	□	□	□	□		□	□	□			□
Perma Cem	□	□	□	□		□	□	□			□
Perma Cem Dual	□	□	□	□	□	□		□	□	□	

Tab. 21: Biegefestigkeit.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Harvard Cement								
Ketac Cem			□		□		□	□
Fuji Cem		□		□	□	□	□	
Fuji Plus			□		□	□	□	□
RelyX Luting		□	□	□			□	□
RelyX Luting Plus			□	□			□	□
Pro Tec Cem		□	□	□	□	□		□
Durelon		□		□	□	□	□	

Tab. 22: Druckfestigkeit.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
Dual Cement			□			□	□	□	□	□	□
Variolink II			□			□	□	□	□	□	□
Variolink Ultra	□	□		□		□	□		□	□	□
Panavia			□		□	□	□	□	□	□	□
Bifix				□		□	□		□	□	□
2 Bond 2	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□		□		□	□
Twinlook	□	□		□		□	□		□	□	□
X-Flow	□	□	□	□	□	□		□			
Perma Cem	□	□	□	□	□	□	□	□			
Perma Cem Dual	□	□	□	□	□	□	□	□			

Tab. 23: Druckfestigkeit.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Harvard Cement		□	□	□	□		□	□
Ketac Cem	□		□				□	□
Fuji Cem	□	□		□	□	□	□	
Fuji Plus	□		□		□	□		□
RelyX Luting	□		□	□			□	□
RelyX Luting Plus			□	□			□	□
Pro Tec Cem	□	□	□		□	□		□
Durelon	□	□		□	□	□	□	

Tab. 24: Abriebresistenz nach 50.000 U.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	AIMg Leg.	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
AIMg Leg.		□	□	□	□	□		□	□	□	□	□
Dual Cement	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Variolink II	□	□		□	□	□	□	□	□	□		
Variolink Ultra	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□
Panavia	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Bifix	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□
2 Bond 2		□	□	□	□	□		□	□	□	□	□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□
Twinlook	□	□	□	□	□	□	□	□				□
X-Flow	□	□	□	□	□	□	□	□			□	□
Perma Cem	□	□		□	□	□	□	□		□		
Perma Cem Dual	□	□		□	□	□	□	□	□	□		

Tab. 25: Abriebresistenz nach 100.000 U.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	AIMg Leg.	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
AIMg Leg.		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Dual Cement	□		□	□	□		□	□	□	□	□	□
Variolink II	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□
Variolink Ultra	□	□	□		□	□	□	□				□
Panavia	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	
Bifix	□		□	□	□		□	□	□	□	□	□
2 Bond 2	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□
Twinlook	□	□	□		□	□	□	□				
X-Flow	□	□	□		□	□	□	□				□
Perma Cem	□	□	□		□	□	□	□				□
Perma Cem Dual	□	□	□	□		□	□	□		□	□	

Tab. 26: Abriebresistenz nach 200.000 U.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	AlMg Leg.	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
AlMg Leg.		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□
Dual Cement	□		□	□	□		□	□	□	□	□	□
Variolink II	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□
Variolink Ultra	□	□	□		□	□	□	□				□
Panavia	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	
Bifix	□		□	□	□			□	□	□	□	□
2 Bond 2	□	□	□	□	□			□	□	□	□	□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□
Twinlook	□	□	□		□	□	□	□				
X-Flow	□	□	□		□	□	□	□				□
Perma Cem	□	□	□		□	□	□	□				
Perma Cem Dual	□	□	□	□		□	□	□		□		

Tab. 27: Abriebresistenz nach 10.000 U.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	AlMg Leg.	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
AlMg Leg.		□	□	□	□	□	□	□	□
Harvard Cement	□		□	□			□	□	□
Ketac Cem	□	□		□	□	□	□	□	□
Fuji Cem	□	□	□		□		□	□	□
Fuji Plus	□		□	□			□	□	□
RelyX Luting	□		□				□	□	□
RelyX Luting Plus	□	□	□	□	□	□		□	□
Pro Tec Cem	□	□	□	□	□	□	□		□
Durelon	□	□	□	□	□	□	□	□	

Tab. 28: Abriebresistenz nach 20.000 U.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	AlMg Leg.	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
AlMg Leg.		□	□	□	□	□	□	□	□
Harvard Cement	□		□	□	□		□	□	□
Ketac Cem	□	□		□	□	□	□		□
Fuji Cem	□	□	□				□	□	□
Fuji Plus	□	□	□				□	□	□
RelyX Luting	□		□				□	□	□
RelyX Luting Plus	□	□	□	□	□	□		□	□
Pro Tec Cem	□	□		□	□	□	□		□
Durelon	□	□	□	□	□	□	□	□	

Tab. 29: Abriebresistenz nach 50.000 U.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	AlMg Leg.	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
AlMg Leg.			□	□	□	□	□	□	□
Harvard Cement									
Ketac Cem	□			□	□	□		□	□
Fuji Cem	□		□				□	□	□
Fuji Plus	□		□				□	□	□
RelyX Luting	□		□				□	□	□
RelyX Luting Plus	□			□	□	□		□	□
Pro Tec Cem	□		□	□	□	□	□		□
Durelon	□		□	□	□	□	□	□	

Tab. 30: Abriebresistenz nach 100.000 U.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	AlMg Leg.	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
AlMg Leg.			□	□	□	□	□	□	
Harvard Cement									
Ketac Cem	□			□	□	□		□	
Fuji Cem	□		□				□	□	
Fuji Plus	□		□			□	□	□	
RelyX Luting	□		□		□		□	□	
RelyX Luting Plus	□			□	□	□		□	
Pro Tec Cem	□		□	□	□	□	□		
Durelon									

Tab. 31: Abriebresistenz nach 50.000 U.
Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere und Zemente.
□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Dual Cement		□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Variolink II	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Variolink Ultra	□	□		□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Panavia	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Bifix	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
2 Bond 2	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Twinlook	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
X-Flow	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□		□	□	□	□	□	□	□
Perma Cem	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□		□	□	□	□	□	□	□
Perma Cem Dual	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□			□	□	□	□	□	□	□
Harvard Cement																			
Ketac Cem	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□			□	□	□	□	□	□
Fuji Cem	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□		□	□	□	□	□
Fuji Plus	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
RelyX Luting	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
RelyX Luting Plus	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Pro Tec Cem	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Durelon	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□

Tab. 32: Abriebresistenz nach 100.000 U.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere und Zemente.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Dual Cement		□	□	□	■	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Variolink II	□		□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
Variolink Ultra	□	□		□	□	□	□	■	■	■	□		□	□	□	□	□	□	□
Panavia	□	□	□		□	□	□	□	□	□	■		□	□	□	□	□	□	□
Bifix	■	□	□	□		□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
2 Bond 2	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	□
RelyX Unicem	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□		□	■	□	■	□	□	□
Twinlook	□	□	■	□	□	□	□		■	■	■		□	□	□	□	□	■	□
X-Flow	□	□	■	□	□	□	□	■		■	□		□	□	□	□	□	□	□
Perma Cem	□	□	■	□	□	□	□	■	■		□		□	□	□	□	□	■	□
Perma Cem Dual	□	□	□	■	□	□	□	■	□	□			□	□	□	□	□	■	□
Harvard Cement																			
Ketac Cem	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□			□	□	□	■	□	□
Fuji Cem	□	□	□	□	□	□	■	□	□	□	□		□		■	■	□	□	□
Fuji Plus	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	■		□	□	□	■
RelyX Luting	□	□	□	□	□	□	■	□	□	□	□		□	■	□		□	□	□
RelyX Luting Plus	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		■	□	□	□		□	□
Pro Tec Cem	□	□	□	□	□	□	□	■	□	■	■		□	□	□	□	□		□
Durelon	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	■	□	□	□	

Tab. 33: Filmdicke.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
Dual Cement		□	□	□	□	□	□	□		□	□
Variolink II	□			□	□	□	□	□			
Variolink Ultra	□			□	□	□	□	□			
Panavia	□	□	□			□	□			□	□
Bifix	□	□	□							□	□
2 Bond 2	□	□	□	□			□	□		□	□
RelyX Unicem	□	□	□	□		□		□		□	□
Twinlook	□	□	□			□	□			□	□
X-Flow											
Perma Cem	□			□	□	□	□	□			
Perma Cem Dual	□			□	□	□	□	□			

Tab. 34: Filmdicke.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Harvard Cement		□	□	□	□	□	□	□
Ketac Cem	□		□			□		□
Fuji Cem	□	□			□	□		□
Fuji Plus	□					□		□
RelyX Luting	□		□			□		□
RelyX Luting Plus	□	□	□	□	□		□	□
Pro Tec Cem	□					□		□
Durelon	□	□	□	□	□	□	□	

Tab. 35: Dimensionsverhalten.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem Dual
Dual Cement		□	□	□	□	□	□	□	□	
Variolink II	□				□	□	□		□	□
Variolink Ultra	□				□	□	□		□	□
Panavia	□				□	□	□		□	□
Bifix	□	□	□	□				□		□
2 Bond 2	□	□	□	□				□		□
RelyX Unicem	□	□	□	□				□		□
Twinlook	□				□	□	□		□	□
X-Flow	□	□	□	□				□		□
Perma Cem Dual		□	□	□	□	□	□	□	□	

Tab. 36: Haftfestigkeit.

Einfaktorielle Varianzanalyse der Composite/ Compomere.

□ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Dual Cement	Variolink II	Variolink Ultra	Panavia	Bifix	2 Bond 2	RelyX Unicem	Twinlook	X-Flow	Perma Cem	Perma Cem Dual
Dual Cement		□		□			□	□	□	□	□
Variolink II	□		□	□		□	□		□		
Variolink Ultra		□		□			□	□	□	□	□
Panavia	□	□	□		□	□		□		□	□
Bifix				□		□	□		□		
2 Bond 2		□		□	□		□	□	□	□	□
RelyX Unicem	□	□	□		□	□			□	□	
Twinlook	□		□	□		□			□		
X-Flow	□	□	□		□	□	□			□	□
Perma Cem	□		□	□		□	□		□		
Perma Cem Dual	□		□	□		□			□		

Tab. 37: Haftfestigkeit.
 Einfaktorielle Varianzanalyse der Zemente.
 □ = statistisch signifikante Unterschiede.

	Harvard Cement	Ketac Cem	Fuji Cem	Fuji Plus	RelyX Luting	RelyX Luting Plus	Pro Tec Cem	Durelon
Harvard Cement		□	□	□	□	□	□	
Ketac Cem	□		□	□		□	□	
Fuji Cem	□	□		□	□		□	
Fuji Plus	□	□	□		□	□		
RelyX Luting	□		□	□		□	□	
RelyX Luting Plus	□	□		□	□		□	
Pro Tec Cem	□	□	□		□	□		
Durelon								